

**Kinematische Aspekte beweglicher Lager nach  
Knieprothesenimplantation- Erfahrungen mit der  
LCS- Prothese**

**D i s s e r t a t i o n**

**zur Erlangung des akademischen Grades**  
doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt dem Rat der Medizinischen Fakultät der  
Friedrich-Schiller-Universität Jena

von Uwe Rödiger,  
geboren am 14. August 1963 in Zwenkau

- Gutachter:

1. Prof. Dr. Venbrocks, Eisenberg
2. Prof. Dr. Markgraf, Jena
3. Prof. Dr. Neumann, Magdeburg

- Tag der öffentlichen Verteidigung: 16.04.2002

# Inhaltsverzeichnis

<b>Inhaltsverzeichnis</b>	<b>1</b>
<b>1. Einleitung</b>	<b>3</b>
<b>2. Biomechanische Prinzipien</b>	<b>3</b>
2.1. Gesundes Kniegelenk	3
2.2. Kniegelenk nach vorderer Kreuzbandruptur	3
2.3. Kniegelenk bei Osteoarthritis	3
2.4. Endoprothetischer Gelenkersatz	3
2.4.1. Unicondylärer Oberflächenersatz (Hemischlitten)	3
2.4.2. bicondylärer Oberflächenersatz	3
2.4.2.1. LCS- Kniegelenksendoprothese	3
<b>3. Aufgabenstellung</b>	<b>3</b>
<b>4. Material und Methode</b>	<b>3</b>
4.1. Patienten	3
4.2. Methode	3
4.2.1. Klinische Untersuchung	3
4.2.2. Röntgenaufnahmen	3
4.2.3. Cybex- Untersuchung	3
4.2.4. Statistik	3
<b>5. Ergebnisse</b>	<b>3</b>
5.1. Klinische Untersuchung	3
5.1.1. LCS- Prothesen	3
5.1.1.1. Bewegungsumfang- Translation der Femur- Komponente	3
5.1.1.2. Schmerzen- Translation der Femurkomponente	3
5.1.1.3. spezielle Kniefunktion (Score der Knee- Society)- Translation der Femurkomponente	3
5.1.1.4. Allgemeine Kniefunktion (Score der Knee- Society)- Translation der Femurkomponente	3
5.1.2. Hemischlittenprothesen	3
5.1.2.1. Treppensteigen- Translation der Femur- komponente	3
5.1.2.2. Bewegungsumfang- Translation der Femur- Komponente	3
5.1.2.3. Schmerzen- Translation der Femurkomponente	3
5.2. Röntgenbefunde	3
5.2.1. LCS- Translation der Femurkomponente auf dem Tibia- Plateau	3
5.2.1.1. Alter- Translation der Femurkomponente	3
5.2.1.2. Gewicht- Translation der Femurkomponente	3
5.2.1.3. Valgus- Winkel- Translation der Femur- Komponente	3
5.2.1.4. Slope- Translation der Femur- Komponente	3
5.2.2. Hemischlitten- Translation der Femur- Komponente auf dem Tibia-Plateau	3
5.2.2.1. Hemischlitten- Prothesen	3
5.2.2.2. Alter- Translation der Femurkomponente	3
5.2.2.3. Gewicht- Translation der Femurkomponente	3
5.2.2.4. Valgus- Winkel- Translation der Femurkomponente	3
5.2.2.5. Tibial Slope- Translation der Femurkomponente	3
5.2.3. Patienten vor vorderem Kreuzbandersatz- Translation der Femurkondylen auf der tibialen Gelenkfläche	3
5.2.3.1. Patienten mit vorderer Kreuzbandruptur vor Ersatzplastik	3

---

5.2.3.2. Alter- Translation des Femurkondylus .....	3
5.2.3.3. Gewicht- Translation des Femurkondylus .....	3
5.2.3.4. Valgus- Winkel- Translation des Femurkondylus .....	3
<b>5.3. Cybex- Befunde .....</b>	<b>3</b>
5.3.1. LCS- Prothesen- Drehmoment bei Flexion und Extension.....	3
5.3.1.1. Alter- maximales Drehmoment der Flexoren und Extensoren und deren Verhältnis .....	3
5.3.1.2. Gewicht- maximales Drehmoment der Flexoren und Extensoren und deren Verhältnis .....	3
5.3.1.3. Valgus- Winkel- maximales Drehmoment der Flexoren und Extensoren und deren Verhältnis .....	3
5.3.1.4. Anterior- posteriore Tibiaplateau- Neigung (Slope)- maximales Drehmoment der Flexoren Extensoren und deren Verhältnis.....	3
5.3.1.5. Maximale Drehmomente der Knie- Flexoren und Extensoren im Vergleich zur anterior- posterioren Femurtranslation.....	3
5.3.2. Hemischlittenprothesen- Drehmoment bei Flexion und Extension.....	3
5.3.2.1. Alter- maximales Drehmoment der Flexoren und Extensoren und deren Verhältnis .....	3
5.3.2.2. Gewicht- maximales Drehmoment der Flexoren und Extensoren und deren Verhältnis .....	3
5.3.2.3. Valgus- Winkel- maximales Drehmoment der Flexoren und Extensoren und deren Verhältnis .....	3
5.3.2.4. Tibial- Slope- maximales Drehmoment der Flexoren und Extensoren und deren Verhältnis .....	3
5.3.3. Patienten vor vorderem Kreuzbandersatz- Drehmoment bei Flexion und Extension .....	3
5.3.3.1. Alter- maximales Drehmoment der Flexoren und Extensoren und deren Verhältnis .....	3
5.3.3.2. Gewicht- maximales Drehmoment der Flexoren und Extensoren und deren Verhältnis .....	3
5.3.3.3. Valgus- Winkel- maximales Drehmoment der Flexoren und Extensoren und deren Verhältnis .....	3
<b>6. Diskussion .....</b>	<b>3</b>
<b>6.1. Klinische Untersuchung .....</b>	<b>3</b>
6.1.1. LCS- Bewegungsumfang .....	3
6.1.2. LCS- Schmerzen.....	3
6.1.3. LCS- Knie- Score- .....	3
<b>6.2. Röntgenbefunde .....</b>	<b>3</b>
6.2.1. LCS- Translation der Femurkomponente .....	3
6.2.2. LCS- Alter- Femurtranslation.....	3
6.2.3. LCS- Körpergewicht- Femurtranslation .....	3
6.2.4. LCS- Valgus- Winkel- Femurtranslation.....	3
6.2.5. LCS- dorsale Neigung des Tibiaplateaus- Femurtranslation.....	3
<b>6.3. Cybex.....</b>	<b>3</b>
6.3.1. LCS- Femurtranslation- Drehmoment der Extensoren- und Flexoren .....	3
6.3.2. LCS- Alter- Drehmoment der Extensoren und Flexoren.....	3
6.3.3. LCS- Gewicht- Drehmoment der Extensoren- und Flexoren .....	3
6.3.4. LCS- Valgus- Winkel- Drehmoment der Extensoren- und Flexoren .....	3
6.3.5. LCS- Slope- Drehmoment- Extensoren- Flexoren .....	3
<b>7. Zusammenfassung.....</b>	<b>3</b>
<b>8. Schlußfolgerung .....</b>	<b>3</b>

Inhaltsverzeichnis	3
<hr/>	
9. <b>Literaturverzeichnis</b> .....	3

# 1. Einleitung

Bei der Behandlung der Arthrose oder der rheumatoiden Arthritis des Kniegelenkes, steht heute nach ausgeschöpfter konservativer Behandlung der endoprothetische Ersatz der durch den Arthrose- oder chronisch entzündlichen Prozeß in unterschiedlicher Weise betroffenen Kompartimente im Vordergrund und stellt ein etabliertes Behandlungsverfahren dar.

Die Patienten sind nach entsprechender postoperativer Rehabilitation mit muskulärer Kräftigung meist in der Lage ohne Schmerzen längere Strecken zu laufen und sich im Alltag wieder selbständig zu versorgen.

Damit in Verbindung steht eine deutliche Verbesserung der Lebensqualität der Betroffenen und die Vermeidung einer vorzeitigen Pflegebedürftigkeit und sozialen Isolation.

Trotz überwiegend guter Langzeitergebnisse sind ca. 10% der operierten Patienten wegen Schmerzen, Reizzuständen, Bewegungseinschränkungen und Gehstreckenverkürzungen längerfristig unzufrieden.

Weitere Modifikationen der vorhandenen Endoprothesenmodelle haben an diesem Tatbestand nichts ändern können (70).

Die aktuelle Problematik liegt in den komplizierten biomechanischen Verhältnissen des natürlichen Kniegelenkes durch vorwiegenden Formschluß und den damit in Verbindung stehenden hohen Anforderungen an die Kinematik. Mit der Nachbildung dieser komplexen Bewegungsabläufe wird die Endoprothetik vor eine schwierige Aufgabe gestellt (8, 50, 70, 73).

Einen Aspekt bildet das Roll- Gleitverhalten in der Sagittal- Ebene. Bei der Beugung des Kniegelenkes wandert die momentane Kniegelenksachse auf einer Ellipse von ventral nach dorsal. Dieses Verhalten beschäftigt die Kniegelenksendoprothetik in der Diskussion um ein angemessenes Prothesen- Design und die patientenbezogene Indikation der verschiedenen, auf dem Markt verfügbaren Prothesenmodelle (3, 5, 85, 87, 95, 97).

In diesem Zusammenhang sind weiterhin entsprechende, vorwiegend Untersuchungen notwendig, um ein für den einzelnen Patienten zufriedenstellendes Gesamtkonzept zu entwickeln.

## 2. Biomechanische Prinzipien

### 2.1. Gesundes Kniegelenk

Das oberste Ziel aller Organ- und auch Stoffwechselfunktionen ist auf Bewegung hin gerichtet. Zentrales Nervensystem, Muskulatur, Kreislauf und Atmung arbeiten zusammen, um dieses Ziel zu erreichen. Das menschliche Kniegelenk ist das Resultat einer Gelenkentwicklung, die sich über 400 Millionen Jahre erstreckt. Trotz aufwendiger Untersuchungen wissen wir über die inneren Beziehungen der biologischen Bewegungssysteme (Gelenke) wenig (46, 57).

Das Kniegelenk ist die bewegliche Verbindung zwischen Oberschenkel und Unterschenkel. Die prinzipiellen Funktionen bestehen darin, sowohl Mobilität als auch Stabilität zu gewährleisten. Funktionell besteht es aus zwei Teilen: dem femorotibialen und dem femoropatellaren Gelenk. Darüber hinaus wird noch die proximale fibulotibiale Artikulation differenziert, die in der Knieendoprothetik keine direkte Rolle spielt. Die femorotibiale Artikulation stellt das Kniegelenk im eigentlichen Sinne dar. Sie ist zuständig für Flexion, Extension und auch die Rotation, wobei Streckung wie Beugung in Form einer Roll- Gleit- Bewegung ablaufen. Das femorotibiale Gelenk verfügt durch Rotationsmöglichkeiten um drei Achsen sowie Translation in drei Ebenen über insgesamt sechs Freiheitsgrade (46, 57, 101).

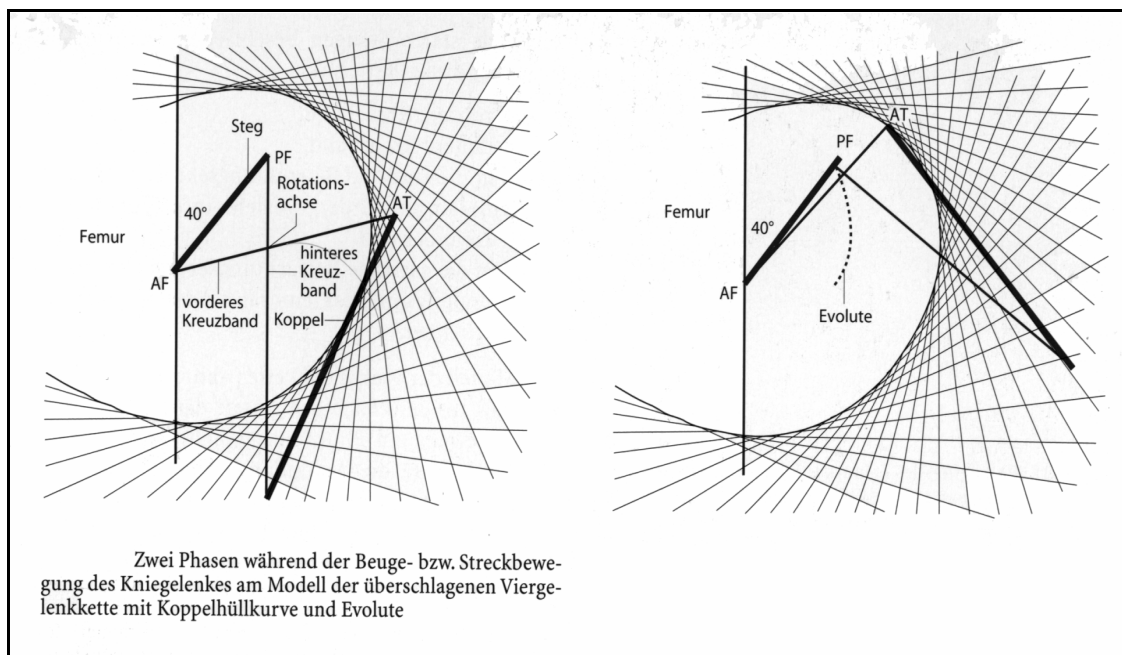
Das femoropatellare Gelenk erhält seine Funktion in Beugestellung, indem die Kniescheibe den virtuellen Hebelarm der Streckmuskulatur verbessert, um so die Wirkung der zu übertragenden Kräfte zu erhöhen. Durch die biomechanisch relativ komplizierte Krafteinleitung wird beim Kniegelenk ein spezielles Stabilisationssystem notwendig. Im Zuge der Flexion, Extension, Rotation, Varus- und Valgusbewegung wird dies gewährleistet durch die passiven Strukturen der Ligamente (mediales und laterales Seitenband, Kreuzbänder), die Gelenkkapsel, den knöchernen Gelenkkontakt, die Muskulatur sowie Propriozeptoren in den Menisken, Kreuz- und Kollateralbändern.

Trotz aller individuellen Unterschiede bei gesunden Personen, zeigt das Kniegelenk in seinem Bewegungsablauf, in seiner Form und Funktion eher relativ geringe Schwankungen. Ungeachtet der auf den ersten Blick auffälligen Inkongruenz sind die Gelenkkörper optimal aneinander angepaßt, so daß die Roll- Gleit- Bewegung eine kinematische Konsequenz der Inkongruenz der Gelenkkörper ist und die orthogonale

Kraftübertragung an den Berührungsstellen zwingend durch diesen Mechanismus begründet ist (44, 68).

Die immer wieder reproduzierbare Beuge- und Streckbewegung des Unterschenkels und die Drehbewegung um seine Längsachse setzt voraus, daß es konkrete bestimmende physikalische Ursachen gibt, die den reproduzierbaren Bewegungsablauf des Unterschenkels hervorrufen. Entfernt man alle Weichteile unter ständiger Prüfung des Bewegungsablaufes bis auf die Kreuz- und Kollateralbänder, so bleibt der Zwanglauf erhalten. Durchtrennt man die Kollateralbänder und beläßt die Kreuzbänder, tritt zwar eine Seitenlockerung auf, aber der Zwanglauf der Beuge- und Streck- Bewegung bleibt erhalten. Werden die Kreuzbänder durchtrennt und die Seitenbänder belassen, dann tritt das bekannte Schubladenphänomen auf, die Zwangläufigkeit der Beuge- und Streckfähigkeit geht verloren. Die Kreuzbänder sind daher die physikalische Bedingung für den immer wieder reproduzierbaren Zwanglauf des Bewegungssystems Kniegelenk (69). Der Umfang der Oberschenkelkondylen ist in der Bewegungsrichtung aber wesentlich länger als der Durchmesser des medialen und lateralen Tibiakondyls in Bewegungsrichtung. In jeder Beugestellung haben die beiden Gelenkflächen ganz bestimmte Berührungspunkte. Bei einer vollen Beugung aus endgradiger Streckung treten daher am Oberschenkelkondyl und am Tibiaplateau gleich viele Berührungspunkte auf, die in gesetzmäßiger Weise von ventral nach dorsal auf beiden Gelenkflächen wandern. Daher muß neben der Rollbewegung auch eine Gleitbewegung auftreten. Der geometrische Ausdruck dieses physikalischen Zwangslaufes ist das Modell des überschlagenen Gelenkvierecks, wobei die Kreuzbänder mit ihren Ansatzpunkten an Ober- und Unterschenkel die räumliche Begrenzung bilden (8, 46, 57, 68, 101). Betrachtet man den Oberschenkel als Fixpunkt und bewegt den Unterschenkel, dann bilden die Kreuzbänder mit dem Tibiaplateau eine Koppel. Konstruiert man für entsprechend viele Beugestellungen Geraden entlang der Koppelstange, so erhält man eine Koppelhüllkurve, die der anatomischen Form der Femurkondylen nahekommt. In räumlicher Geometrie entsteht das Bild einer Hüllfläche. Die entstandene Hüllfläche ist dabei abhängig vom erzeugenden Steuersystem. Das Steuersystem ist eine zwingende Voraussetzung für die Entstehung und die gegenseitige Bewegung der Hüllflächen. Als Steuersystem für die physikalische Bedingung des immer wieder reproduzierbaren Zwanglaufes wurden die Kreuzbänder erkannt (96, 101).



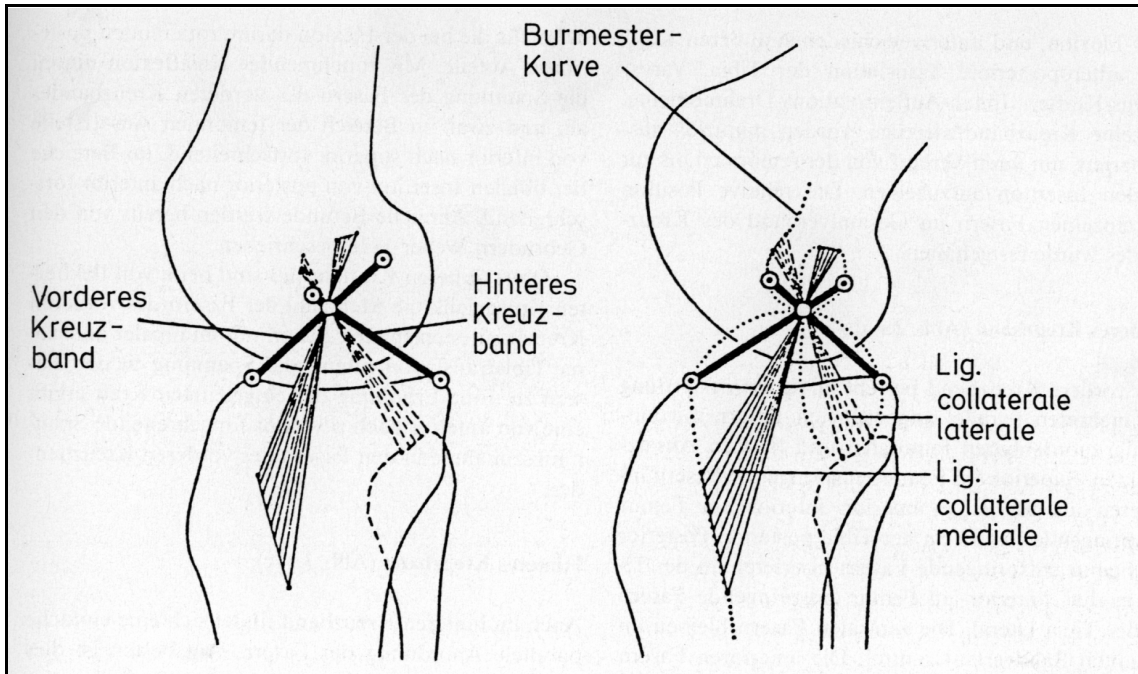


**Abb. 1: Koppelhüllkurve als geometrischer Ausdruck der Bewegung von vorderem und hinterem Kreuzband bei Kniebeugung (68).**

Bei mechanischer Betrachtung überschneiden sich die Kreuzbänder am Kreuzungspunkt des überschlagenden Gelenkvierecks, dem Momentandrehpunkt des Kniegelenkes. Dieser befindet sich auf der transversalen Flexionsachse und beschreibt bei zunehmender Knie- Flexion das geometrische Bild einer Ellipse. Die aufeinander abgestimmte Funktion beider Bänder ist verantwortlich für das Dorsalgleiten der Femur- Kondylen auf dem Tibia-Plateau während der Kniebeugung, auch als „Roll-back“ bezeichnet. Durch den unterschiedlich geneigten Verlauf ist bei der Streckung vorwiegend das vordere Kreuzband gespannt, während der Flexion vorwiegend das hintere. Damit wird zum Einen die anteriore Translation der Tibia bei Kniestreckung begrenzt, zum Anderen bei zunehmender Kniebeugung die anteriore Femurtranslation (44, 48, 68).

Die an isometrischen Punkten femoral und tibial verankerten Kollateralbänder sind in das Roll- Gleitprinzip des Femurs integriert. Sie üben bei Ab- und Adduktion eine stabilisierende Wirkung auf das Kniegelenk aus. Räumlich betrachtet verlaufen die Kollateralbänder ebenfalls gekreuzt: Das laterale Band zieht nach kaudal und dorsal, das mediale Band dagegen nach kaudal und ventral. Sie umwickeln dabei gleichsam das

Tibiaplateau. Während eine Innenrotation parallelisierend auf die Seitenbänder wirkt, werden die Kreuzbänder dabei gespannt. Der Schnittpunkt der Kreuzbänder deckt sich bei jeder Kniegelenkstellung mit dem der Seitenbänder und liegt ebenfalls im momentanen Drehzentrum des Gelenkes.

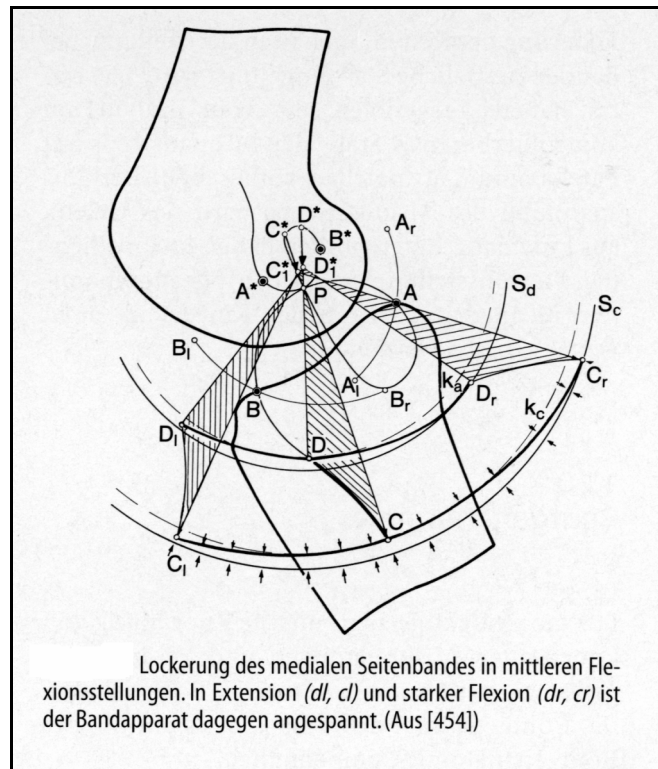


**Abb. 2: Räumliche Anordnung der Kreuz- und Seitenbänder mit Schnittpunkt im momentanen Drehzentrum des Kniegelenkes (68).**

Dadurch, daß die Fasern beider Kollateralbänder in keiner Position mit denen der Kreuzbänder parallel verlaufen, entsteht ein mehrfach abgespanntes Stabilisierungssystem des Kniegelenkes für Bewegung und Bewegungsbegrenzung. Dabei sind die Fasern der beteiligten Bänder nie vollständig gespannt, sondern aufgrund der unterschiedlichen Länge ihrer Faserbündel in jeder Position nur partiell. Die Lockerung des Kniegelenkes bei einer Beugstellung von ca. 43 Grad entsteht durch die räumliche Geometrie der Bandansätze. Bei Beugung und Streckung beschreiben die Insertionspunkte der Bänder Kreislinien, die auf Bahnkurven auflaufen und dabei die Lockerung als kinematisch mechanische Konsequenz hervorrufen (44, 68, 101).

Obwohl die orthogonale Kraftübertragung zwischen den Gelenkflächen durch das Steuersystem der Kreuzbänder realisiert wird, erfordert die entsprechende Einstellung allerdings eine äußerst genaue Abstimmung der Muskelkräfte. Diese erfolgt über die Propriozeptoren in den Kreuzbändern. Ist dieser Regelkreis intakt, so ist eine

Einstellung auch ohne die Mitwirkung der Menisci möglich. Die Menisci haben in diesem Fall die Funktion, den Gelenkdruck besser zu verteilen. Ist jedoch bei kombinierten Bewegungen unter Last im Sinne von Beuge- und Rotationsbewegungen der Tangentialpunkt der Kraftübertragung nicht exakt einstellbar, so tragen die Menisci zu einer Vergrößerung des physiologischen Spielraumes der Gelenkresultierenden Kraft bei, indem sie die Fläche für die orthogonale Kraftübertragung vergrößern (46, 101).



**Abb. 3: physiologische Seitenbandlockerung bei Kniebeugung (68).**

Durch die gerichtete Roll- Gleitbewegung mit nach dorsal wandernder Flexionsachse des Kniegelenkes bei Beugung ändert sich auch die Länge von Kraft- und Hebelarm des Gelenkes. Technisch betrachtet, handelt es sich um ein stufenloses Getriebe, welches sich darin zeigt, daß man mit fast gleichbleibender Kraft der Quadrizepsmuskulatur aus der Hockstellung kontinuierlich den Stand erreichen kann, ohne dabei einen Punkt mit sehr großer Kraftanstrengung überwinden zu müssen werden (68).

Neben den Bandstrukturen wird das belastete Kniegelenk vor allem beim Gehen und Laufen durch Muskeln stabilisiert. Diese stellen die aktiven Stabilisatoren des Kniegelenkes dar. Dabei wird das Ligamentum collaterale fibulare durch den Tractus

iliotibialis und den Musculus tensor fasciae latae unterstützt, das Ligamentum collaterale tibiale durch die Muskeln des Pes anserinus. Die ventrale Stabilisation erfolgt durch den Musculus quadrizeps femoris, die dorsale durch die ischiocrurale Muskulatur, die Gastrocnemius-Köpfe und den Musculus popliteus (44, 46, 48, 101).

Für den aktiven Stand ist die muskuläre Funktion des Quadrizepsmuskels von entscheidender Bedeutung, der die Kraft der Flexoren um ein Vielfaches (ca.60-70%) übertrifft. Bei Insuffizienz kommt es durch eine kompensatorische Rückverlagerung der Beuge- Streckachse zu einer unphysiologisch hohen Belastung des dorsalen Kapsel-Bandapparates (44, 48).

Durch eine zunehmende Anspannung des hinteren Kreuzbandes wird der Quadrizepsmuskel rekrutiert, durch eine Anspannung des vorderen Kreuzbandes die Flexoren im Sinne einer aktiven Gegenregulation und Protektion. Damit wird einer hinteren, bzw. vorderen Subluxation des Tibiaplateaus wirksam entgegengewirkt und gleichzeitig die Bandstrukturen vor unphysiologisch hohen Zugbelastungen geschützt. Gleichfalls ist das Kniegelenk durch zusätzliche muskuläre Stabilisation unter erhöhtem Energie- Aufwand in der Lage, einen Großteil der sonst gelenkschädigenden Kräfte beim Gehen oder Laufen in diese Strukturen physiologisch umzuleiten(48, 68, 103, 106, 107).

## **2.2. Kniegelenk nach vorderer Kreuzbandruptur**

Alle Untersuchungen zur Propriozeption des vorderen Kreuzbandes zeigen, daß das vordere Kreuzband nicht nur eine rein mechanische Stabilisierungs,- sonder auch eine wichtige propriozeptive Steuerungsfunktion besitzt. Die Ruptur dieses Bandes führt daher nicht nur zu einem Stabilitätsverlust und zur Desintegration des Roll-Gleitmechanismus, sondern auch zu einem irreversiblen Verlust der propriozeptiven Schutzfunktion (2, 5, 7, 19, 44, 101).

Die operative Versorgung von Kreuzbandrupturen ist nicht ganz unproblematisch. So kommt es in einem Teil der Fälle trotz adäquat durchgeführter Operation zum Auftreten degenerativer Veränderungen, postoperativ rezidivierender Schwellungen und Schmerzen des Femoropatellargelenkes, sowie zum Auftreten einer Arthrofibrose und zum Implantatversagen. Aus diesen Gründen wird auch immer wieder über konservative Behandlungsversuche von Kreuzbandrupturen berichtet. Eine Folge dieser

Behandlungen sind oft ein zunehmendes Instabilitätsgefühl sowie belastungsabhängige Schmerzen, die insbesondere bei Patienten mit positivem Pivot- Shift- Test nach mehreren Jahren zu arthrotischen Veränderungen führen. Bei entsprechenden Untersuchungen konnten in 98% der Fälle höhergradige Knorpelläsionen sowie degenerative Veränderungen am Innen und Außenmeniscus zehn Jahre nach vorderer Kreuzbandruptur gefunden werden (44, 101).

Im Tiermodell konnte nach Entfernung des vorderen Kreuzbandes gezeigt werden, daß bei klinisch nicht erkennbarer Instabilität des Kniegelenkes eine deutlich höhere neuronale Entladung von periartikulären Rezeptoren erfolgt mit untypischen Entladungsmustern, die in höheren Nervenzentren als Schmerz- Signal gewertet werden. Eine Herstellung der strukturellen Stabilität kann diese Störsignale mindern (7, 21).

Die Mehrzahl der Patienten entwickelt bei Belastung funktionelle Adaptationsmechanismen, die gemeinsame Charakteristika aufweisen.

Bei Insuffizienz des vorderen Kreuzbandes wird vor allem die ischiocrurale Muskulatur rekrutiert, die über den von Grüber et al. nachgewiesenen Reflex mit dem vorderen Kreuzband in Verbindung steht. In allen Flexionsstellungen wird dabei die Spannung des vorderen Kreuzbandes durch Anspannung der ischiocruralen Muskulatur wirksam reduziert. Bei vollständiger Ruptur konnte dagegen die doppelte Latenz der reflektorischen Kontraktion im Vergleich zu einer gesunden Kontrollgruppe gemessen werden (20, 21, 23).

Durch Anspannung der Quadrizepsmuskulatur tritt plötzliche eine ventrale Subluxation des Tibia- Plateaus auf, im Sinne eines aktiven Pivot- Shift- Phänomens. Klinisch werden deshalb von den Patienten vor allem Schmerzen beim bergab laufen angegeben (7, 44, 20). Da damit die Kontraktionsgeschwindigkeit der Muskulatur bei plötzlicher Lastaufnahme zu langsam ist, mit der Folge plötzlicher Schmerzsensationen bei Subluxation, tritt eine Umprogrammierung des Bewegungsmusters mit insgesamt erhöhter Kontraktilität ein

Beim Gehen kann, insbesondere im Frühstadium nach einer Ruptur, eine reflektorische Hemmung der Quadrizepsmuskulatur beobachtet werden (44,101). Dieser Mechanismus stellt eine weitere allerdings zeitlich begrenzte Schutzfunktion gegen die anteriore Subluxation des Tibia- Plateaus durch die angreifende Quadrizepsmuskulatur, bevorzugt in extensionsnaher Gelenkstellung dar, da unmittelbar nach dem

Fersenauftritt ungünstige Hebelverhältnisse mit nach ventral gerichtetem Kraftvektor resultieren (31, 44, 82, 94).

Kniebeugen unter Vollbelastung sind nur mit gleichzeitiger Kontraktion von Quadrizeps und Ischiocruralmuskulatur möglich, dabei ist eine nur minimale Translation des Tibiaplateaus während der Knie- Streckung nachweisbar. Die bei verminderter Bandstabilität vermehrte Rekrutierung der Quadrizeps- und Hamstring-Muskulatur führt zu einer Zunahme des Gelenkinnendruckes vor allem medial mit Verschlechterung der Ernährungssituation für den betroffenen Gelenkknorpel (2, 5, 20, 21). Infolge Dauerbelastung kann es zu einer beschleunigten Muskelermüdung mit der Folge der erneuten Instabilität und anterioren Translation kommen, vor allem bei Patienten mit eingeschränkter Muskelreserve. Im Ergebnis wird auch durch diesen „Schongang“ kein normales Gangbild erreicht (106).

Im weiteren Verlauf treten in Folge der bestehenden Desintegration des Gelenkmechanismus zunehmende Knorpelschäden am medialen und lateralen Femurkondylus und Lockerungen am Innen- und Außenmeniskushinterhorn bis zu kompletten Rupturen auf mit sekundärer Instabilität des Bandapparates. Instabile Kniegelenke haben über Jahre die Tendenz zur Selbststabilisierung, indem angelagerte Osteophyten eine stabilisierende Kongruenz bilden (44, 46, 101, 102).

Eine muskuläre Kompensation auf Dauer nach Ruptur des vorderen Kreuzbandes kann es damit nicht geben. (31).

## **2.3. Kniegelenk bei Osteoarthritis**

Die Bezeichnung „Arthritis“ geht auf den deutschen Internisten v. Müller 1913 zurück. Er differenziert zwischen der primär entzündlich- rheumatischen Gelenkerkrankung, der Arthritis und der primär degenerativen Erkrankung der Gelenke. Während die Erste eine systemische Erkrankung mit bevorzugtem Befall der Gelenke darstellt und an der Membrana synovialis beginnt, wird die Zweite durch eine primär degenerative Erkrankung der Gelenke, an deren Beginn die Zerstörung des Knorpels steht charakterisiert. Da im Verlauf der Degeneration auch Um- und Anbauvorgänge am gelenknahen Knochen zu erkennen sind, setzt sich heute mehr und mehr die Bezeichnung „Osteoarthritis“ durch, über deren Entstehung auch im weiteren berichtet werden soll, da die überwiegende Anzahl der untersuchten Patienten aus dieser Gruppe stammt (24, 108).

Nach allgemeiner Auffassung steht ein multifaktorielles Geschehen am Anfangspunkt der Osteoarthrose. Ist der Prozeß jedoch einmal in Gang gekommen, ist die Reaktion des Gewebes uniform. Eine zentrale Stellung nehmen dabei der hyaline Gelenkknorpel und die an seinem Aufbau beteiligten Strukturen- Kollagen, Proteoglykane und Chondrozyten ein. Bei Schädigung nur eines Partners ist die Integrität des Gesamtsystems gefährdet. Dieser hyaline Knorpel ist gegenüber exogenen mechanischen und toxischen Einflüssen sowie endogenen Gefahren in höchstem Maße exponiert, so daß mit zunehmendem Alter die strukturelle Toleranz leicht überfordert werden kann. Hierbei stehen „Ermüdungsfrakturen“ im Kollagen mit Abnahme der Bindungsfähigkeit an Proteoglykane, vorzeitiger Abbau der Proteoglykane durch proteolytische Enzyme der geschädigten Chondrozyten sowie Zelluntergang der Chondrozyten selbst durch exo- oder endogene Noxen im Vordergrund (102, 108).

Das eindeutige Prinzip des mechanischen Knorpelschutzes liegt in der Druckminderung durch Verteilung der Last auf eine größtmögliche Kontaktfläche. Hier ist die Funktion der Menisken am Kniegelenk in Erinnerung zu bringen und ihr arthrosefördernder Verlust. Es gibt aber auch extraartikuläre Mechanismen, die dieses Prinzip aufrechterhalten und sich im Konzept des neuromuskulär integrierten Gelenkes verwirklichen (44,101).

Am gedachten, muskelfreien Skelett würde die Belastungsachse nicht entlang der mechanischen Achse zwischen den Mittelpunkten des Hüftkopfes, des Knies und des oberen Sprunggelenkes verlaufen, sondern am Kniegelenk medial vorbei. Der mediale Teil des Gelenkes würde auf Druck beansprucht, der laterale auf Zug. In vivo sorgt der Tractus iliotibialis als laterale Zuggurtung für eine gleichmäßige Druckverteilung über das Kniegelenk. Dadurch wird der Druck auf das Gelenk insgesamt zwar noch erhöht, aber dafür gleichmäßig über die gesamte Gelenkfläche verteilt. Dadurch ist die Last pro Flächeneinheit insgesamt herabgesetzt (108).

Die schwierige Aufgabe, im Einklang mit den einzelnen Schrittphasen die jeweils notwendige Muskelkraft in zeitlich exakter Dosierung aufzubringen, wird durch ein komplexes neuromuskuläres System gelöst. Dieses besteht aus den zur Propriozeption gehörenden Mechanorezeptoren an der Gelenkkapsel, den Kreuzbändern, den afferenten Fasern, die über einen spinalen Reflex zum motorischen Neuron ziehen und den entsprechen übergeordneten Nervenzentren. Über das zentrale Nervensystem müssen

außerdem Vorinnervationen stattfinden, die im Muskel eine gewisse Vorspannung erzeugen (30, 31, 56, 102, 108).

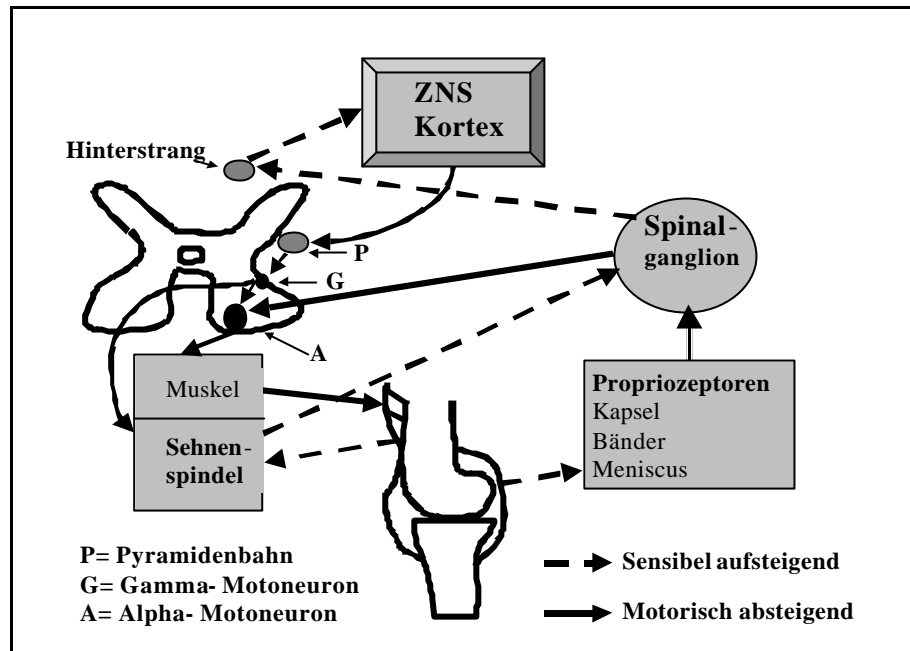


Abb. 4: Vereinfachtes Schema zum Modell des neuromuskulär integrierten Gelenkes.

Im Alter tritt eine Schwächung auch dieses Systems auf, da der Degenerationsprozeß unter anderem zur herabgesetzten Funktion der Kreuzbänder führen kann. Die mechanischen Servoleistungen im neuromuskulären Sektor können damit insuffizient werden.

Im höheren Alter sind die motorischen Funktionen charakterisiert durch eine verminderte Muskelkraft, Verlangsamung und Fehlen der feinen Koordination der Bewegungen, damit zunehmender Instabilität, die Schmerzen verursacht und entsprechender Ausbildung adaptiver Bewegungsmuster wie dem „Quadrizeps-Schongang“ (5, 102).

Durch das Versagen der muskulären Stabilisierung tritt häufig eine vermehrte Belastung vorwiegend des medialen Kniekompartimentes auf, die Chondroprotektion geht verloren, mit der Folge einer Varusgonarthrose, die sich nachweislich aus zuvor völlig korrekten Gelenkverhältnissen bei regulärer Achsenstellung entwickeln kann. Dabei ist der Muskeltonus oftmals deutlich erhöht, infolge des erhöhten Gleitwiderstandes, Teilsteifen der Gelenkkapsel sowie adaptiver Mechanismen der muskulären



Gelenkstabilisierung, gefolgt von plötzlichen Tonusverlusten, Kraftlosigkeit und schneller Ermüdbarkeit.

Der bis jetzt beschriebene Prozeß ist in den meisten Fällen klinisch symptomlos, da weder Knorpel noch Knochen nervös versorgt sind. Bei mäßigen Beschwerden liegen die Ursachen meist extraartikulär an den Sehnenansätzen und sind durch Reizung der Mechanorezeptoren am Kapselbandapparat bedingt. Zu diesem primär degenerativen Prozeß kann im zeitlichen Verlauf eine sekundäre Synovitis hinzukommen. Verursacht wird diese Synovitis durch Partikel des Knorpel- und Knochenabriebs, wie Kollagenfasern, Proteoglykane, Chondrozyten und Kalziumapatitkristalle. Auch deren Metaboliten können die gleiche Wirkung entfalten. Nun zeigt das Gelenk alle Zeichen einer Entzündung. Damit wird das Gelenk schmerzhaft, die Arthrose wird „aktiviert“. Kommt es zu einem Zustand, in dem nicht nur das gereizte Gelenk, sondern der ganze weitere Gelenkapparat wie Bänder, Sehnen, zugeordnete Muskulatur und Bursen einbezogen wird, spricht man von einer dekompenzierten Arthrose. Die vom Patienten vorgetragenen Beschwerden stehen nicht immer im direkten Verhältnis zum Ausmaß der Gelenkzerstörung, d. h. schwerste röntgenologische Veränderungen können klinisch nur geringste Beschwerden verursachen; andererseits kann eine im Röntgenbild eben erkennbare Arthrose bereits erhebliche Schmerzen verursachen.

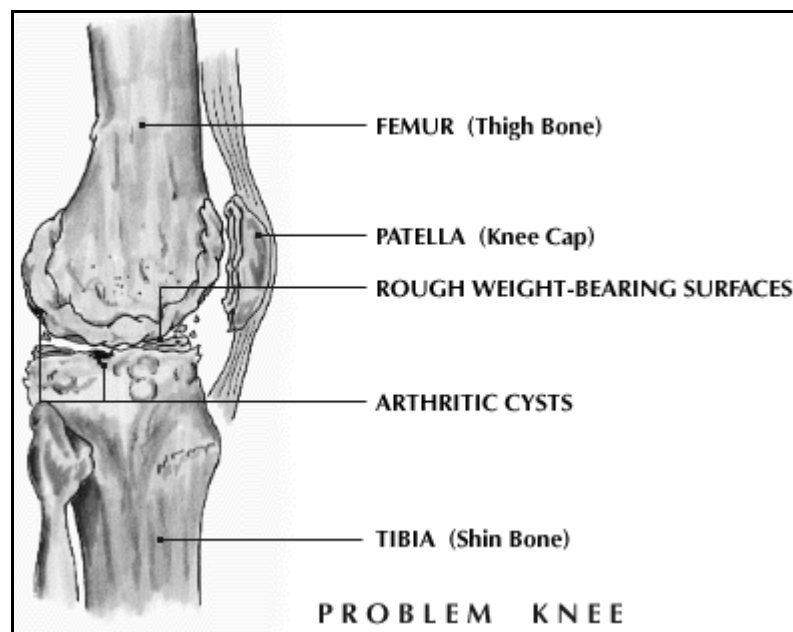


Abb. 5: Arthrotisch verändertes Kniegelenk (91).

Phänomenen, die den Patienten zeitlebens begleiten können (31, 44, 46, 108).

Analog gelten die gleichen Pathomechanismen für die Entstehung der Valgus-Gonarthrose. Die Therapie folgt ebenfalls dem stadienhaften Verlauf der Erkrankung. Kommen anfänglich vor allem konservative Maßnahmen in Betracht, so sind es in späteren Stadien vor allem gelenkerhaltende Operationen und schließlich bei schweren Arthrosen der endoprothetische Ersatz im entsprechend erforderlichen Umfang.

Im Folgenden sollen vor allem die Möglichkeiten des endoprothetischen Ersatzes bei aktivierter Arthrose näher untersucht werden (24, 102, 108).

## **2.4. Endoprothetischer Gelenkersatz**

### **2.4.1. Unicondylärer Oberflächenersatz (Hemischlitten)**

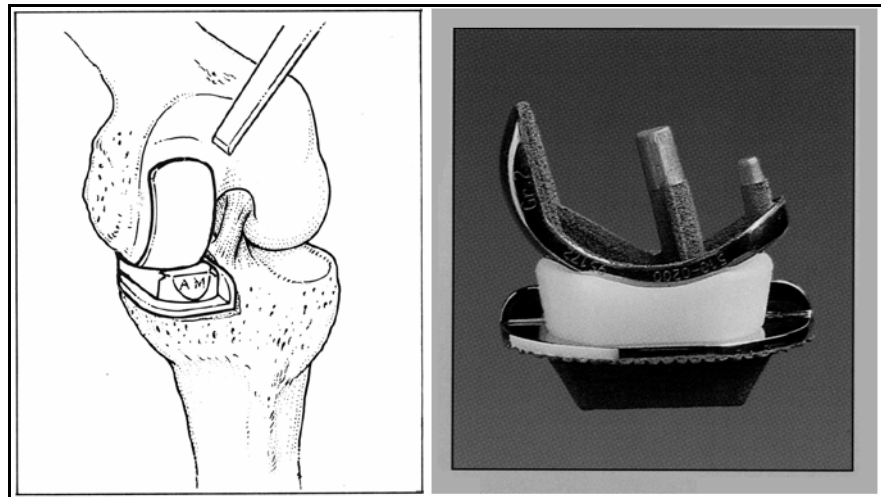
Die unicondyläre Schlittenprothese steht heute im wesentlichen den älteren Patienten bei isolierter Osteonekrose (Morbus Ahlbäck) und schweren arthrotischen oder posttraumatischen Destruktionen eines Gelenkkompartimentes zur Verfügung, wenn eine Umstellungsosteotomie nicht mehr erfolgversprechend ist (102).

Voraussetzungen sind ein stabiler Kapselbandapparat, bei intakten Kreuzbändern und eine gute Gelenkbeweglichkeit bei nur geringer Beugekontraktur (unter 10 Grad) sowie keiner auffälligen Achsabweichung. Meist ist das mediale Kniekompartiment betroffen, eine gleichzeitig bestehende leicht bis mittelgradige Retropatellararthrose hat in der Regel meist untergeordnete Bedeutung und stellt keine absolute Kontraindikation dar, da sie in der Regel wenig Beschwerden verursacht. Die laterale Gelenkfläche dagegen sollte weitgehend arthrosefrei sein (81,102).

Zum Einsatz gelangen heute vorwiegend metallarmierte Plateaus, die bündig der Kortikalis anliegen und diese möglichst lateral nicht überragen. Die Implantation erfolgt zementiert oder zementfrei bei guter Knochendichte unter minimaler Knochenresektion. Die Polyethylen-Lager können fixiert oder beweglich sein. Bewegliche Lager erlauben eine hohe Kongruenz des Lagers zur Form der Femurkomponente. Die Lager der von uns verwendeten AMC-Prothese (der Firma Alpha-Norm) sind aus Polyethylen und beweglich bei sphärischer Form der Lager und der Femurkomponente angeordnet. Damit werden Druck- und Scherkräfte auf das Polyethylen und den Untergrund wirksam minimiert. Durch die erhaltene Kreuzbandfunktion vollzieht das bewegliche

Meniskal- Lager mit zunehmender Knieflexion eine Dorsalbewegung auf dem Metall-Plateau, als Ausdruck der gerichteten Roll- Gleitbewegung der Femurkondylen.

In vivo erlaubt diese Prothese eine gute Beweglichkeit bei Erhalt der propriozeptiven und gelenkführenden Funktion der Kreuzbänder (46, 81, 102).



**Abb. 6: AMC - Hemischlitten (81).**

Untersuchungen haben aber gezeigt, daß ein höheres Risiko der Revisionsoperation im Vergleich zu bi- oder tricompartmentärem Oberflächen- Ersatz besteht. Die Ursachen liegen vor allem in einem Abweichen von den indikatorischen Richtlinien und relativ geringen Fehlern in der Implantationstechnik und dem Design der Implantate. Die Anwendung von unicompartimentärem Oberflächenersatz wird aus diesem Grund zunehmend restriktiv gehandhabt. Andererseits erfreut sich ein funktionierender Hemischlitten in der Regel einer größeren Patientenzufriedenheit im Vergleich zum kompletten Oberflächenersatz (15, 81, 102).

Der Wechsel einer Hemischlittenprothese auf einen vollständigen Oberflächenersatz hat dann die selben Erwartungen wie ein kompletter Prothesenwechsel nach bicondylärem Oberflächenersatz, ist aber im Endeffekt nicht schlechter als bei primärer Totalendoprothesenimplantation. Die unicondyläre Schlittenprothese ist deshalb nicht ein einfach zu handhabender Juniorpartner der Oberflächenersatzsysteme, sondern ein eigenständiges System (70, 81, 102).

## 2.4.2. bicondylärer Oberflächenersatz

In den 60 er Jahren wurden in Europa Scharnierprothesen und achsgekoppelte Knieprothesen neben unicondylären Schlittenprothesen entwickelt.

In den USA wurde relativ früh mit dem bicondylären Oberflächen- Ersatz begonnen, in der Regel mit einer zementierten Vollpolyethylen- Tibia- Komponente. Allen Konzepten aus dieser Zeit war eines gemeinsam: Sie schränkten einzelne oder mehrere Freiheitsgrade des Kniegelenkes zum Teil drastisch ein, mit Folgen für die Implantatverankerung (43, 46, 79, 80, 102).

Die Scharnier- und achsgekoppelten Prothesen unterdrücken zum Teil die axiale Tibia- Rotation, das „ Rollback“ sowie Varus-/ Valgus- Bewegungen. Es entstehen hohe Torsions- und Scherkräfte an der Implantatverankerung, die durch langstielige Prothesenkomponenten abgefangen werden. Revisionen gestalten sich bei solchen Designs als äußerst problematisch auf Grund des umfassenden Knochensubstanzverlustes (27, 42).

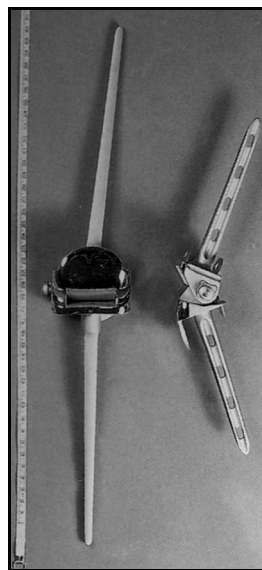
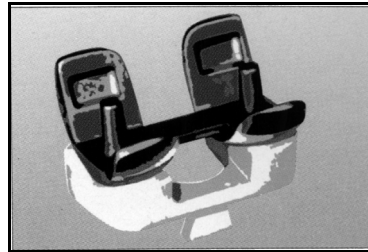


Abb. 7: Scharnierendoprothese (46).

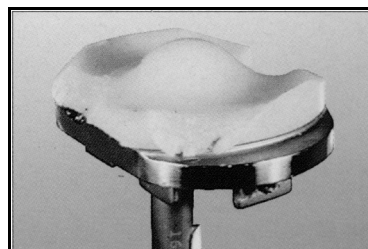
Die Designentwicklung des bicondylären Oberflächenersatzes begann mit der ICLH- Prothese (Imperial College London- Hospital) von Freemann und Swanson. Es handelte sich dabei um einen verbundenen metallischen Doppelschlitten, der wie eine Walze in einer trogförmigen Tibiabasisplatte aus Polyethylen artikuliert. Die zementierten

Vollpolyethylen- Tibia- Komponenten und nachfolgend modularen Polyethyleneinsätze auf Metall- Tibiaimplantaten waren bei kongruenten Designs formschlüssig zum Femurimplantat gestaltet.



**Abb. 8: Oberflächenersatz nach Freeman und Swanson (42).**

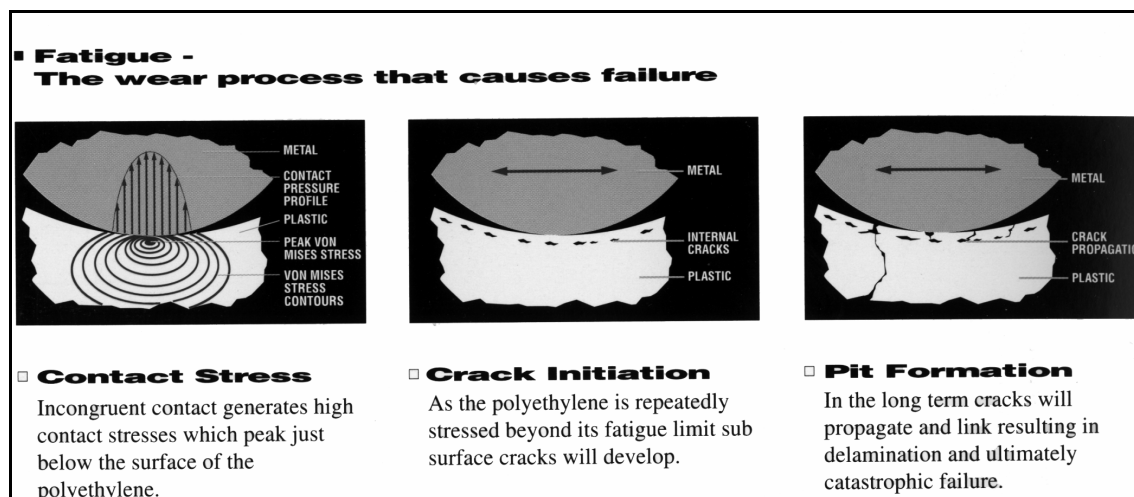
Die Folge von kongruenten Designs waren zum Teil schwere Deformationen der Polyethylenkomponente, wobei sich das Femurimplantat seinen Weg durch das Polyethylen „bahnte“. Weit häufiger waren jedoch hohe Tibia- Lockerungsraten schon nach relativ kurzer Implantationszeit zu beobachten (42, 46, 70, 102).



**Abb. 9: Polyethylendefekte bei kongruentem Design (42).**

Die Ergebnisse der 60 er und frühen 70 er Jahre führten schnell zu der Entwicklung von Kniegelenkendoprothesen mit Reduktion der Kongruenz zwischen Femur- Implantat und Polyethylen, um alle Freiheitsgrade des natürlichen Kniegelenkes zu erlauben. Die gesteigerten biomechanischen Anforderungen an den Werkstoff bringen UHMW-Polyethylen damit in eine Schlüsselposition als offenbar das schwächste Glied in der Werkstoff- Paarung. Die Belastungsgrenze von UHMW- Polyethylen liegt bei 10 Mega-Pascal, diese Druckbelastung wird von nichtkongruenten Designs um das 2-3 fache bei Alltagsbelastung überschritten durch Reduktion der Kontaktfläche infolge des

vorwiegend bestehenden Punkt- Punkt oder Punkt- Linienkontaktes der korrespondierenden Femur- und Tibia- Komponenten. Wiederholtes Überschreiten dieses Wertes führt auf Dauer zur irreversiblen plastischen Verformung und damit zur Zerstörung von UHMW- Polyethylen. Der durch axiale Rotation und Rollback erzeugte Kontakt- Streß und Von Mises- Streß führt auf Dauer bei Überlastung zunächst zu einzelnen Defekten unter der noch intakten Oberfläche. Kontaktstreß entsteht dabei an der Polyethylen- Oberfläche, während Spitzenbelastungen etwa 1 mm unter der PE- Oberfläche auftreten und als Von Mises- Streß bezeichnet werden. Diese Defekte verbinden sich allmählich zu Rissen und Brücken, damit wird der Umfang der Zerstörung erst hier in vollem Maß erkennbar.



**Abb. 10: Mechanismen der Zerstörung des Polyethylenlagers bei wiederholter Überschreitung der Belastungsgrenze (67).**

Die Polyethylenabrieb- Partikel verursachen Granulome, Osteolysen, aseptische Implantat- Lockerung und die Möglichkeit einer Sekundär- Infektion. Polyethylen- Verschleiß ist eine häufige Komplikation der modernen Knie- Endoprothetik mit gravierendem Einfluß auf die Langzeitergebnisse und der Notwendigkeit eines vorzeitigen Prothesen- Wechsels. Polyethylenverschleiß manifestiert sich klinisch je nach Design in der Regel erst zwischen dem 5. und 10. Jahr postoperativ (16, 34, 37, 67, 75, 77, 78).

Kongruenz der artikulierenden Flächen ist die einzige Möglichkeit, Kontaktstreß wirkungsvoll zu reduzieren. Formschluß in den wesentlichen Belastungszonen

minimiert Polyethylenverschleiß und erlaubt eine normale Kraftverteilung. Um diese Vorstellungen wirkungsvoll zu realisieren, sind bewegliche Gleitlager aus Polyethylen, ähnlich der beweglichen Menisci beim menschlichen Kniegelenk erforderlich, die in der Lage sind, die erhöhten Scherkräfte auch auf die Implantatverankerung zu kompensieren. Dieses Prinzip wurde von Goodfellow, Buechel und Pappas bereits 1977 erkannt und umgesetzt. Voraussetzungen für den erfolgreichen Einsatz dieser anterior-posterior beweglichen Meniskallager sind funktionierende Kreuzbänder, bzw. ein intaktes hinteres Kreuzband sowie eine physiologische Bandspannung bei in korrekter Position implantierten Prothesen- Komponenten.

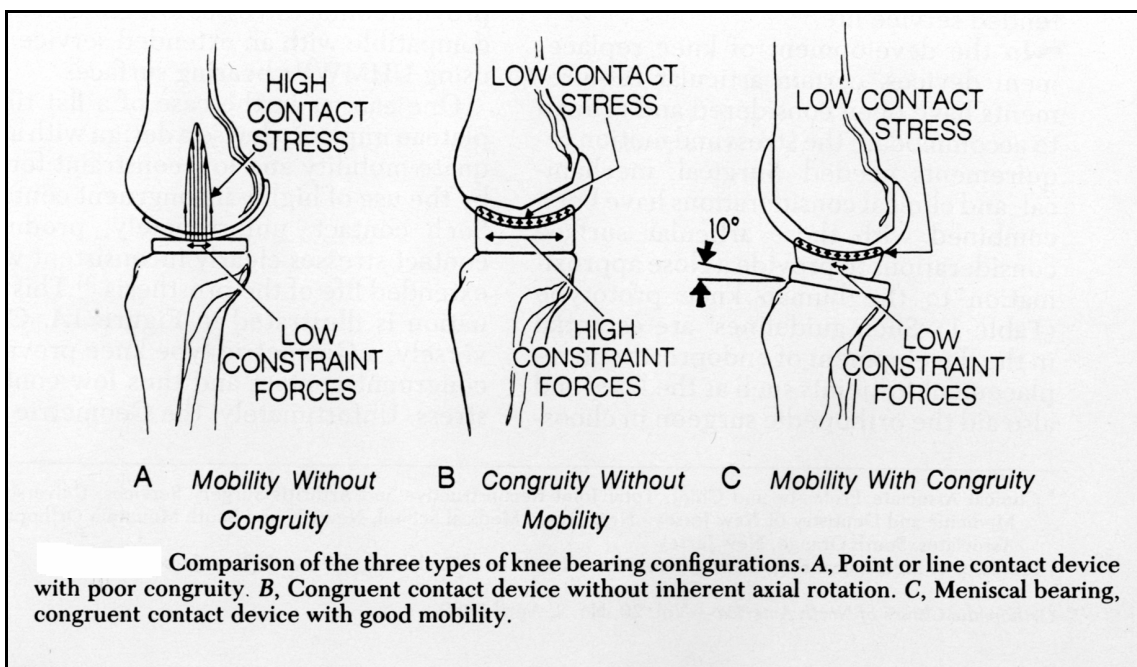


Abb.11: Verteilung von Kontakt- und Scherkräften bei den einzelnen Design- Varianten (13).

Diese erforderlichen Ausgangsbedingungen sind unter klinischer Anwendung jedoch oftmals nicht in ihrer Gesamtheit vorhanden, so daß im Ergebnis nicht immer zufriedenstellende, reproduzierbare Resultate erzielt werden (15, 51, 60, 85, 93).

So kommen gleichzeitig auch immer häufiger in anterior- posteriorer Richtung stabilisierte, axial mehr oder weniger bewegliche „rotierende Plattformen“ aus PE zum Einsatz, die dem meist insuffizientem oder absentem hinteren Kreuzband Rechnung

tragen. Die axiale Tibiarotation wird jedoch voll unterstützt, um Torsionskräfte zu minimieren.

Bei zusätzlicher ligamentärer Instabilität, insbesondere der Seitenbänder und größerer Achsfehlstellung sowie Kontrakturen, die sich nicht durch ein adäquates Weichteilrelease und entsprechende Achskorrektur ausgleichen lassen, finden weiterhin posterior stabilisierte oder teilgekoppelte, in schweren Fällen auch achsgeführte Knieendoprothesen Anwendung.

Die Mehrzahl der Patienten kann heute bei rechtzeitiger Indikationsstellung durch einen ungekoppelten bicondylären Oberflächen- Ersatz mit gutem Ergebnis auch langfristig versorgt werden (27,34,42,51,80).

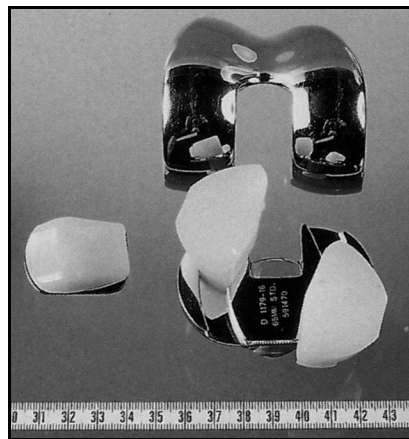
#### **2.4.2.1. LCS- Kniegelenksendoprothese**

Buechel und Pappas entwickelten das LCS- System 1970 als Weiterentwicklung der unicondylären Oxford- Prothese mit Meniskal- Lager zu einem beweglichen vollständigen Oberflächen- Ersatz. 1977 wurde das LCS- Knie erstmalig implantiert als zementierte und 1981 als zementfreie Version. Zur breiten Anwendung wurde das zementierte 1985, das zementfreie System 1990 durch die FDA (Food and Drug Administration) freigegeben. Es gehört heute zu den am besten dokumentierten Knie- Implantaten. Eine rasch wachsende Zahl von Anwendern hat dazu geführt, daß das LCS- Knie die meistverwendete Knie- Prothese mit beweglichen Lagern weltweit ist. Das Design des LCS hat sich in den 20 Jahren klinischer Anwendung als sicheres Konzept erwiesen mit minimalen mechanischen Komplikationsraten. Die Revisionsrate beträgt in größeren Studien ca.6% nach 8 Jahren, davon 75% im ersten postoperativen Jahr. Der LCS- Score nach 3 und 5 Jahren liegt bei 96% gut und sehr gut. Durch die Verwendung des Milestone- Instrumentariums konnte die Implantations- Technik weitgehend standardisiert werden (13, 14, 15, 17,50).

Das LCS- (Low- Contact- Stress) Kniegelenk zeichnet sich gegenüber anderen Modellen vom Typ Oberflächenersatz konstruktionell durch zwei Besonderheiten aus: Die Polyethylenauflflächen weisen zum einen eine hohe Kongruenz gegenüber den Femurkondylen auf, zum anderen sind sie in der tibialen wie patellaren Metallkomponente beweglich angeordnet. Dieses für alle Versionen und für alle artikulierenden Flächen geltende Funktionsprinzip bezieht seine rationale Begründung aus der Beobachtung, daß ein erhöhter Polyethylen- Abrieb bei Punkt- Linien- oder



sphärischem Linien- Kontakt zwischen Femurkomponente und Polyethylenlager resultiert. Pappas und Mitarbeiter konnten nachweisen, daß die kritische Belastungsgrenze für PE- Lager, die für 10 Mpa angegeben wird, nur von Modellen mit Flächen- Kontakt unterschritten wird. Die dabei zwangsläufig entstehenden auf das Interface übertragenen Scherkräfte werden vor allem durch die Verwendung von beweglichen Meniskal- Lagern eliminiert. Das LCS- Knie nimmt in einem von Engelbrecht 1985 nach Konstruktionsprinzipien aufgestellten Funktionsschema den Platz eines „non- constraint- systems“ mit Erhalt der 6 Freiheitsgrade ein, die das physiologische Kniegelenk auszeichnet.



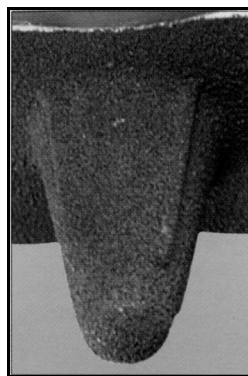
**Abb. 12: LCS- Prothese mit beweglichen Meniskallagern und Retropatellarersatz (46).**

Mit derselben Femur- Komponente, in abgestuften Implantatgrößen, die polyzentrisch gestaltet ist und in allen Hauptbelastungsphasen Flächenkontakt erzielt und ein physiologisches Rollback gewährleistet, können die häufigsten Anwendungen in Abhängigkeit vom Vorhandensein und der Funktion des hinteren Kreuzbandes realisiert werden (16,51,52, 61, 76).

Voraussetzung für die Anwendung sowohl von Meniskallagern, als auch der rotierenden Plattform sind eine physiologische Bandspannung und in anatomisch korrekter Position implantierte Prothesenkomponenten mit Erhalt der Gelenklinie und Ausrichtung entsprechend der mechanischen Belastungsachse.

Die überwiegende Anzahl der Primärimplantationen erfolgt heute zementfrei, nur bei deutlich herabgesetzter Knochendichte kommt die zementierte Variante zur Anwendung, meist als Hybridversion mit alleiniger Zementierung der tibialen Auflage.

Die Verankerung der Tibia- Auflage erfolgt über einen zentralen Konus mit Längsfinnen zur Sicherung der Rotationsstabilität. Damit beschränkt sich der Knochenverlust auf den zentralen spongiösen Anteil im Tibia- Kopf, die kondylären lasttragenden Bereiche der Tibia bleiben optimal erhalten. Die Primärstabilität wird durch Press- fit erreicht. Der lange Hebelarm des Konus wirkt Mikrobewegungen des Tibiaimplantates entgegen. Ein Retropatellar- Ersatz mit zementfreier Auflage und rotationsbeweglichem PE- Gleitlager kommt meist nicht routinemäßig zum Einsatz und ist Problemfällen mit ausgeprägten Defekten vorbehalten (61, 96, 97, 102).

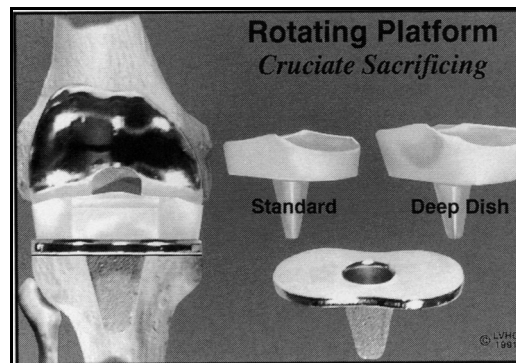


**Abb. 13: Zentraler mit Porocout beschichteter Zapfen der LCS- Tibiakomponente zur Press- Fit- Verankerung im spongiösen Tibiaplateau (14).**

Sollen Meniskallager zur Anwendung kommen ist ein intaktes und funktionierendes hinteres Kreuzband zu fordern.

Auf Empfehlung des Herstellers der Prothese ist die rotierende Plattform indiziert bei insuffizientem oder fehlendem hinteren Kreuzband; zusätzliche Knochenresektionen sind bis auf den knöchernen Kreuzbandansatz nicht erforderlich.

Bei vermehrter Bandinstabilität und fehlendem hinteren Kreuzband wurde zusätzlich die „Deep- Dish- Plattform“ konzipiert.



**Abb. 14: LCS- Prothese mit rotierender Plattform in Standard-  
Ausführung und als Deep- Dish- Variante (13).**

In Beugung besitzt diese Variante mehr Widerstand gegen anteriore Subluxation des Femurs durch einen im Vergleich zur normalen Plattform höher gezogenen kongruenten vorderen PE- Abschluß (11, 91,105).

### 3. Aufgabenstellung

Aus der Beobachtung, daß während der Kniebeugung auf Knie- Röntgen-Funktionsaufnahmen im seitlichen Strahlengang oftmals Veränderungen der relativen Position von Femur und Tibiakomponente auffällig sind, im Sinne einer Dorsal- oder Ventral- Verschiebung der Femurkomponente auf dem betreffenden Tibiaplateau sowohl bei Meniskallager- als auch bei Plateaulagerprothesen stellt sich die Frage, ob diese Veränderungen rein zufälliger Natur sind oder aber nachhaltige Auswirkungen auf die spätere Kniefunktion haben? Läßt sich eine Auswirkung des Roll- Gleitverhaltens auf klinische Parameter nachweisen, ist ferner von Interesse, ob eine gute Kniefunktion nur durch eine nach dorsal gerichtete Roll- Gleitbewegung der Femurkomponente sicher gestellt werden kann?

Beim gesunden Kniegelenk wird die nach dorsal gerichtete Roll- Gleitbewegung des Femurkondylus durch die funktionsfähigen Kreuzbänder und intakte Seitenbänder realisiert.

Nach vorderer Kreuzbandruptur werden mit der Meniskallagerprothese hypothetisch bei abstrakter Vorstellung zumindest vergleichende Betrachtungen möglich. Dabei stellt das Kniegelenk nach vorderer Kreuzbandruptur vereinfacht die ideale Implantation mit balancierter Bandspannung und erhaltener Gelenklinie dar. Die Hemischlittenprothese dagegen bildet das Modell mit funktionsfähigen Kreuzbändern und nur geringfügig veränderter Bandspannung und Gelenklinie.

Bei Kniegelenksendoprothesen mit Erhalt nur des hinteren Kreuzbandes und beweglichen Meniskallagern bleibt zu fragen, ob eine solchermaßen physiologische Kinematik in jedem Fall erwartet werden kann? Ist das hintere Kreuzband im Zusammenspiel mit den Seitenbändern nach implantiertem Oberflächenersatz mit verändertem Kniegelenk- Winkel, veränderter Gelenklinie, veränderter Neigung des Tibiaplateaus, releasten Seitenbändern, oftmals gelockertem hinteren Kreuzbandansatz unter Ganzkörperbelastung bei fortgeschrittenem Arthrose- Prozeß noch in der Lage , diese Funktion zu übernehmen? Lassen sich als Ausdruck einer neuromuskulären Integration entsprechende Synergieeffekte zur Quadrizepsmuskulatur erkennen? Stellt nicht vielleicht bei dieser oftmals unübersichtlichen Ausgangssituation die rotierende Plattform die erfolgreichere Alternative dar? Kann diese Plattform weitestgehend eine

---

zufriedenstellende Funktion des Kniegelenkes bei fehlenden Kreuzbändern ermöglichen, oder sind damit wesentliche Einschränkungen verbunden?

Es werden zur Beantwortung dieser Fragen im Folgenden zementfreie Oberflächenprothesen mit beweglichen Meniskallagern und erhaltenem hinteren Kreuzband mit zementfreien Oberflächenprothesen und rotierender Plattform bei fehlendem hinteren Kreuzband verglichen. Die Kontrollgruppe wird von Patienten einmal mit Hemischlittenprothese und erhaltenem vorderen und hinteren Kreuzband und zum anderen von Patienten nach vorderer Kreuzbandruptur vor plastischem Ersatz mit intaktem hinteren Kreuzband gebildet.

## 4. Material und Methode

### 4.1. Patienten

**Gruppe 1:** 243 Patienten, die mit 309 LCS- Prothesen versorgt wurden. Davon 239 Patienten mit Meniscallagerprothese und 70 Patienten mit Plateaulagerprothese.

**Gruppe 2:** 15 Patienten nach Implantation einer Hemischlittenprothese als Kontrollgruppe.

**Gruppe 3:** 11 Patienten vor operativem Ersatz des vorderen Kreuzbandes als Kontrollgruppe.

Die Untersuchung wurde prospektiv im Zeitraum von 12 Monaten postoperativ durchgeführt. Der Untersuchungszeitraum war vom 15.06.1997 bis 17.12.1997.

Untersuchungsgegenstand	Patientenzahl	Durchschnittsalter	Standartabweichung
LCS- meniskal	239	70	7,6
LCS- plateau	70	70	6,9
Hemischlitten	15	60	7,5
Kreuzbänder	11	32	10,3

Tabelle 1: Anzahl und Alter in Jahren

### 4.2. Methode

#### 4.2.1. Klinische Untersuchung

Die Untersuchung wurde für die LCS- und Hemischlittenpatienten im Zeitraum von durchschnittlich 12 Monaten postoperativ durchgeführt (Minimum 11, Maximum 14 Monate). Es konnten jeweils 77 Patienten mit Meniscallagerprothese und 46 Patienten mit Plateaulagerprothese sowie 15 Patienten mit Hemischlittenprothese für die Untersuchung gewonnen werden.

Nachuntersuchung	LCS	meniskal	plateau	Hemischlitten
12 Monate	123	77	46	15

Tabelle 2: Patientennachuntersuchung

Die Auswertung der erhobenen Untersuchungsparameter erfolgte nach dem Score der „Knee Society“, Insall et al. (40, 58).

Der Score besteht aus zwei Teilen, der Allgemeinen- und der Speziellen- Kniefunktion; jeweils 100 Punkte sind erreichbar.

Allgemeine Kniefunktion		Punkte
<b>Schmerzen</b>	keine	50
	leicht und gelegentlich	45
	nur beim Treppensteigen	20
	Laufen und Treppensteigen	40
	mäßig und gelegentlich	20
	mäßig und ständig	10
	stark	0
<b>Bewegungs- umfang</b>	5° = 1 Punkt, maximal 25 Punkte für 125°	25
<b>Stabilität</b> (maximale Be- weglichkeit in jeglicher Posi- tion)	antero- posterior < 5 mm	10
	5-10 mm	5
	> 10mm	0
	mediolateral < 5°	15
	6°-9°	10
	10°-14°	5
	> 15°	0
<b>subtotal</b>	(max. 100 Punkte)	
Spezielle Kniefunktion		Punkte
<b>Laufen</b>	unbegrenzt	50
	über 1000 Meter	40
	500- 1000 Meter	30
	unter 500 Meter	20
	nur zu Hause	10
	gehunfähig	0
<b>Treppensteigen</b>	normal auf und ab	50
	normal auf; ab mit Gelän- der	40
	auf und ab mit Geländer	30
	auf mit Geländer; absteigen	15
	nicht möglich	
	unfähig Treppen zu steigen	0
<b>subtotal</b>	(max. 100 Punkte)	

Tabelle 3: Score der „Knee- Society für die Kniefunktion postoperativ.

## 4.2.2. Röntgenaufnahmen

Angefertigt wurden jeweils die betreffenden Röntgenbilder im anterior- posterioren und sagittalen Strahlengang als Röntgenbildwandler- Serienaufnahme im Stand bei 0 Grad, 40 Grad und 90 Grad Beugung unter Teilkörperbelastung.

Gemessen wurde jeweils der momentane Kontaktpunkt der Femurkomponente auf dem Polyethylen- Lager in Relation zur Hinterkante des Plateaus im sagittalen Strahlengang bei den jeweiligen Flexions- Winkeln sowie die Gesamtlänge des entsprechenden Tibiaplateaus.

### LCS- Kinematik

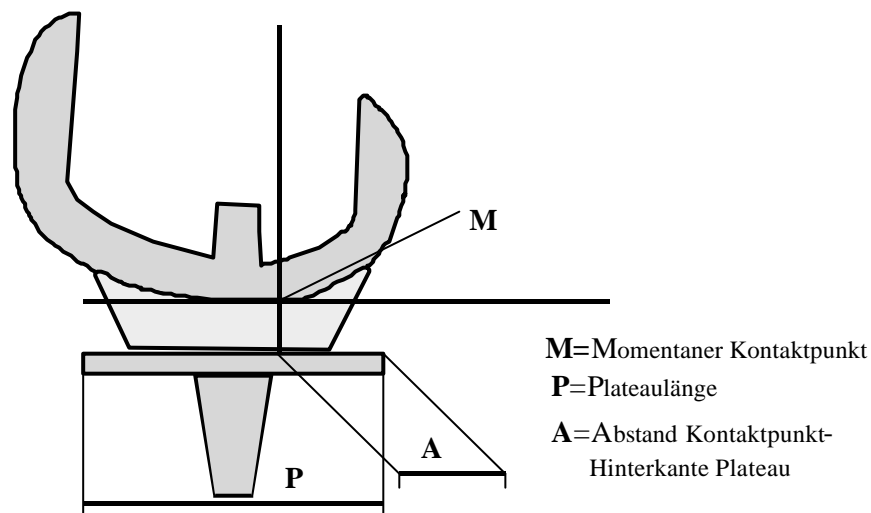


Abbildung 15: Skizze sagittales Röntgenbild

Bei den Kreuzband- Patienten wurde der Kontaktpunkt der Femurkondylen mit der Tibiaplateaulinie ermittelt und die Strecke zur Hinterkante der Tibiakonsole gemessen.

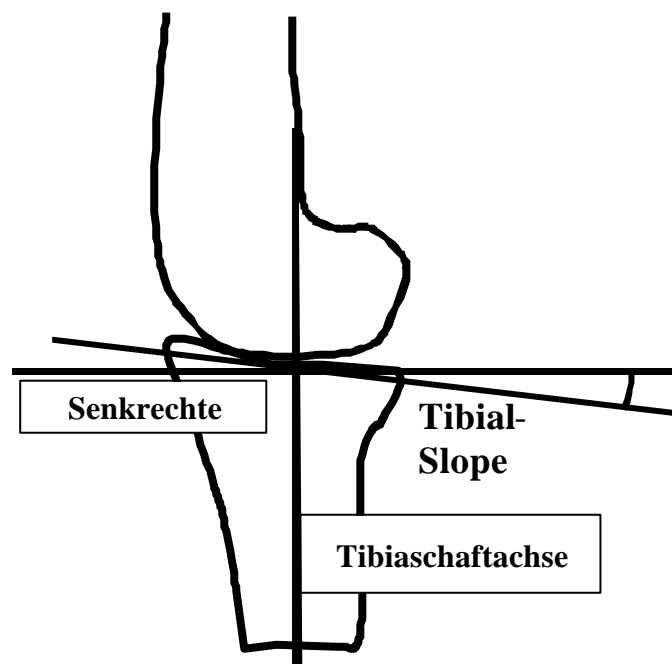
Durch die Kenntnis der Originalabmessungen des jeweiligen Tibiaplateaus an der LCS- Prothese ergeben sich unter Anwendung des Strahlensatzes die tatsächlichen Streckenverhältnisse in vivo. Durch einfache Differenzbildung läßt sich die tatsächliche Bewegung der Femurkondylen auf dem Tibia- Plateau hinsichtlich Bewegungsrichtung und Betrag bei und zwischen den gewählten Flexionswinkeln ermitteln.



Bei den Kreuzbandrupturen wurde ein entsprechendes Röntgenlineal am Oberschenkel als Maßstab angebracht. Der momentane Kontaktpunkt und die Länge des Tibiaplateaus wurden analog bestimmt.

Dabei wurde die 0 Grad Ausgangsstellung zur Beurteilung des Valgus- Winkels der implantierten Prothese und zur Bestimmung der dorsalen Neigung des Tibiaplateaus (Slope) herangezogen. Die Flexionsstellung zwischen 40- und 90 Grad gab Auskunft über das Zusammenwirken von hinterem Kreuzband und Quadrizepsmuskulatur unter dem Einfluß der antagonistisch wirkenden Knieflexoren.

Die Bestimmung des dorsalen Neigungswinkels des Tibiaplateaus (Slope) erfolgte durch Messung der Schnittpunkte von zentraler Tibiaschaftachse mit der Plateau-Oberfläche im sagittalen Röntgenbild und Betrachtung der Abweichung von der 90 Grad- Ebene (Differenzbildung).



**Abbildung 16: Anterior- posteriore Neigung des Tibiaplateaus (entspricht Slope oder dorsaler Inklination) im sagittalen Strahlengang.**

Die Einschätzung des Varus- bzw. Valgus- Winkels der Prothesen zur Tibia- Achse erfolgte in anterior- posterior Aufnahmen des Kniegelenkes mit Darstellung der mittleren Femur- und Tibia- Diaphysen. Es wurden demzufolge der Knie- Basiswinkel und der Knie- Basis- Tibia- Winkel bestimmt und deren Verhältnis zur Vertikallinie.

Die verschiedenen Flexionswinkel wurden durch Anlegen entsprechend gefertigter Schablonen seitlich an den Patienten- Ober- und Unterschenkel mit Klettbandfixation eingestellt.

Die Einhaltung der Teilkörperbelastung von ca. 20 kg wurde mit einer Personen- Standwaage in entsprechender Ausführung überwacht.

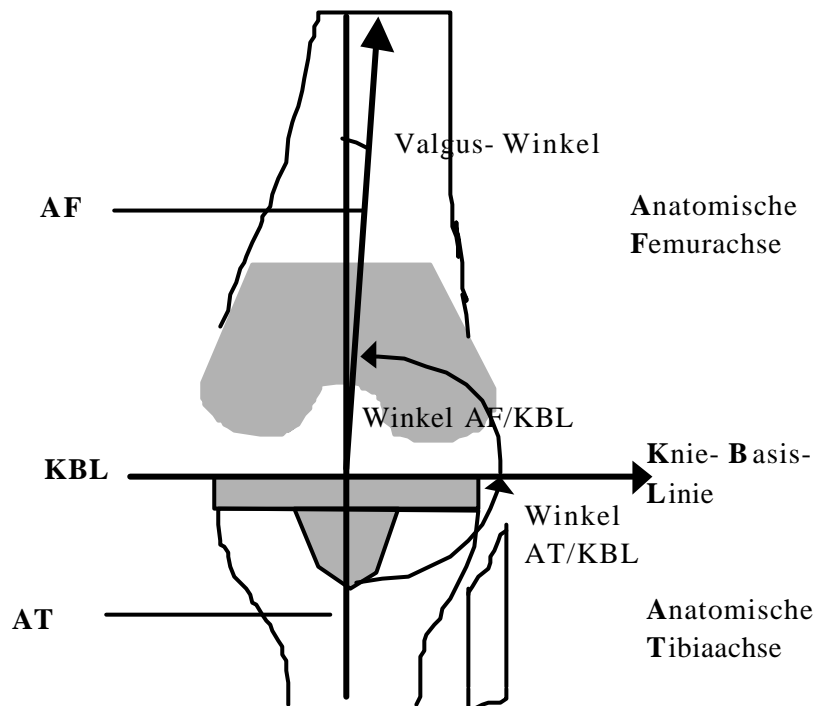


Abbildung 17: gemessene Winkel im anterior- posterioren Röntgenbild

### 4.2.3. Cybex- Untersuchung

Von den 243 Patienten mit LCS- Prothese konnten 123 Patienten für die Messungen gewonnen werden; dabei wurden 77 Prothesen mit Meniskallagern und 46 Prothesen mit Plateaulagern untersucht.

Hemischlittenprothesen mit beweglichen Meniskallagern (AMC- Schlittenprothese der Firma Alpha- Norm) wurden 15 ausgewertet; eine Messung der Muskelkraft erfolgte bei 11 Kreuzbandpatienten präoperativ.

Der Untersuchungszeitraum war 12 Monate postoperativ (Minimum 11, Maximum 14 Monate).

Die Untersuchung der Muskelkraft der Extensoren und Flexoren des Kniegelenkes wurde mit dem isokinetischen Test- und Trainingssystem „Cybex 6000“ nach standardisierten Testbedingungen vorgenommen

Cybexuntersuchung	Patientenzahl
LCS- meniskal	77
LCS- plateau	46
Hemischlitten	15
Kreuzbänder	11

**Tabelle 4: Durchgeführte Cybex- Untersuchungen**

Grundlegendes Funktionsprinzip ist die bei festgelegter Bewegungsgeschwindigkeit meßbare Kraftentfaltung der Muskulatur des Patienten, anhand des sich anpassenden (zunehmenden) Gerätewiderstandes. Die dabei gewählte Bewegungsgeschwindigkeit kann vom Probanden nicht überschritten werden, da die Regelung des isokinetischen Systems einen zunehmenden Widerstand (Gegenkraft) aufbaut, der in jedem Punkt der Bewegung in seiner Größe identisch ist mit der dynamischen Kraftentfaltung des Muskels. Dieses vom Muskel erzeugte Drehmoment wird in Nm (Newtonmeter) gemessen und vom System zugleich numerisch und graphisch dargestellt. Der Betrag der Bewegungsgeschwindigkeit in Grad pro Sekunde charakterisiert dabei die Arbeitsform der getesteten Muskulatur. So wird bei niedrigen Winkelgeschwindigkeiten vorwiegend die Maximalkraft, bei mittleren und hohen Geschwindigkeiten vorwiegend die Ausdauerleistung bestimmt. Bei niedrigen Geschwindigkeiten treten der höchste Widerstand und die höchsten Druckkräfte im Gelenk auf. Diese geben Auskunft über eventuelle biomechanische Probleme anhand auftretender Schmerzen oder lokaler Leistungsschwäche der getesteten gelenkführenden Muskulatur mit erniedrigten Drehmomentwerten. Wir erhalten damit zwei wichtige Parameter: Das Verhältnis Agonist / Antagonist der gelenkstabilisierenden Muskulatur. Aus deren prozentualem Verhältnis lassen sich wichtige Rückschlüsse über die Gelenkfunktion ableiten. Für das Kniegelenk wurden Durchschnittswerte zwischen 50- 70% bei 60 Grad pro Sekunde Winkelgeschwindigkeit ermittelt. Ein durchgeführter Test bildet aufgrund der exakt reproduzierbaren Ausgangsbedingungen die Grundlage für Vergleiche zwischen den Probanden und im zeitlichen Verlauf. Da der isokinetische Widerstand sich ständig dem vom Probanden aufgebrauchten Drehmoment anpaßt, ist das Risiko der Überlastung

eines Muskels geradezu ausgeschlossen. Jeder Kraftreduzierung die durch Schmerzen oder Ermüdung eintritt und sofort vom Gerät registriert wird, wird ein reduzierter Gerätwiderstand entgegengesetzt. Weil der maximale muskuläre Einsatz betreffend der Höhe unterschiedlich sein kann, wurde zum Vergleich ein isokinetischer Test immer mit dem maximalen Krafteinsatz des Probanden durchgeführt. Damit sind Cybex-Systeme in der Lage, Meßdaten zu liefern, welche die Effizienz von operativen und rehabilitativen Maßnahmen nachweisen (10, 22).

Unsere Testbedingungen: Bewegungsumfang 0- 90 Grad Flexion, 90 Grad pro Sekunde Winkelgeschwindigkeit, jeweils 1 Testdurchgang zur Ermittlung der Maximalkraft, Messung im bilateralen Vergleich zur Gegenseite.

Ermittelt wurden das maximale Drehmoment der Extensoren- und Flexoren in Newtonmetern sowie deren Verhältnis in Prozent nach der Formel: Flexoren/Extensoren\* 100.



Abb. 18: Cybex- Trainingssystem.

#### **4.2.4. Statistik**

Zur Bestimmung der Art des Zusammenhanges von unabhängigen nicht symmetrisch verteilten intervallskalierbaren Größen wurde die Regressionsanalyse mit Ermittlung des Regressionskoeffizienten und dessen Quadrat (R- Quadrat) für die Güte der

---

Anpassung durch die Regressionsgerade verwendet. Die Signifikanzprüfung folgt einer F- Verteilung.

Unabhängige, nicht normalverteilte intervallskalierte Variablen mehrerer Stichproben wurden mit dem H- Test nach Kruskal- Wallis und bei Signifikanz zwischen den Stichproben- Gruppen mit dem U- Test nach Mann und Whitney verglichen.

Für alle Tests wurde die  $H_0$  Null- Hypothese geprüft, welche davon ausgeht, daß beide Gruppen einer Grundgesamtheit angehören, d. h. sich nicht signifikant unterscheiden. Die Irrtumswahrscheinlichkeit ( $p$ ) überschritt bei Signifikanz nicht die 5%- Grenze (1, 18).

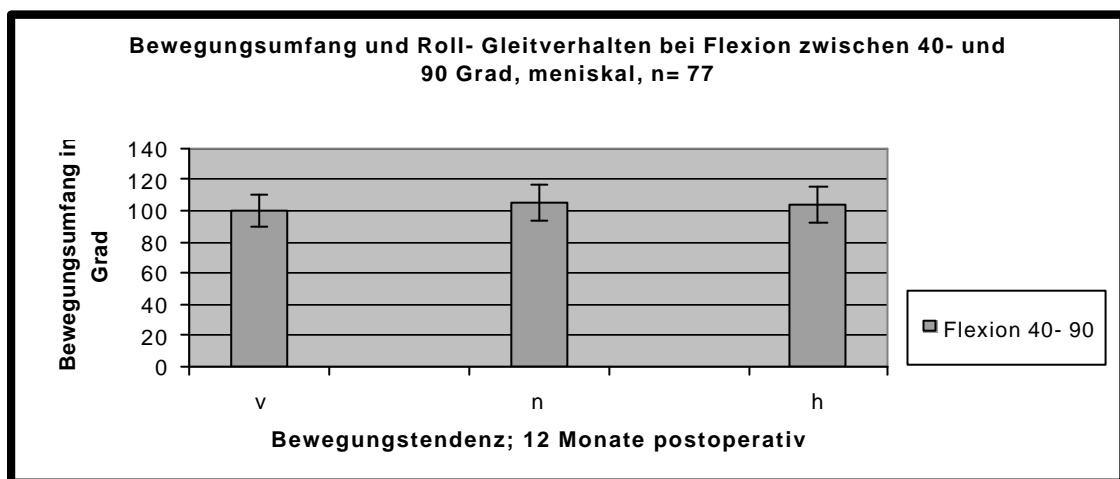
## 5. Ergebnisse

### 5.1. Klinische Untersuchung

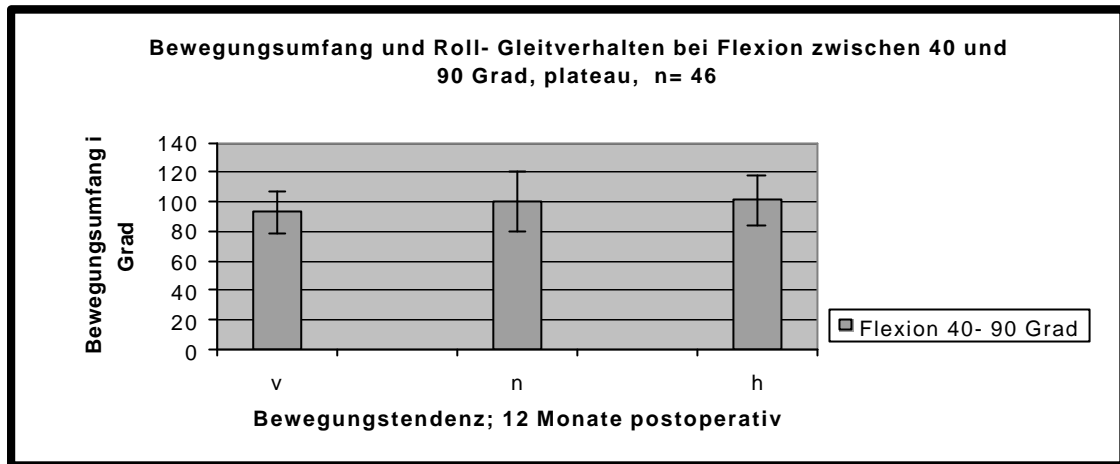
#### 5.1.1. LCS- Prothesen

##### 5.1.1.1. Bewegungsumfang- Translation der Femur- Komponente

Ein großer Bewegungsumfang bei Knieflexion bestand tendenziell bei Femurtranslation nach dorsal für Meniskal- und Plateau- Lager- Prothesen gleichermaßen. Ein signifikanter Zusammenhang ließ sich nicht nachweisen ( $p > 0,05$ )



**Abbildung 19:** Bewegungsumfang der Meniskallagerprothesen in Abhängigkeit von der Femurtranslation nach 12 Monaten.

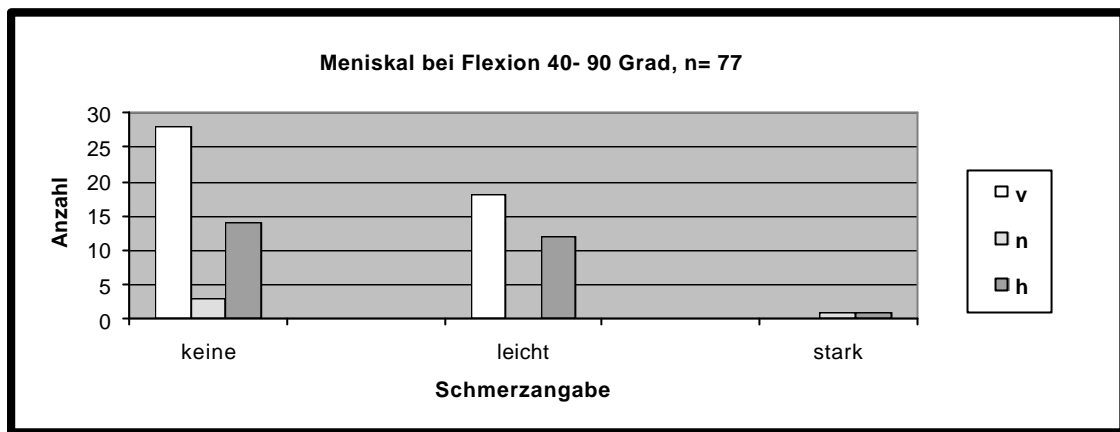


**Abbildung 20: Bewegungsumfang der Plateaulagerprothesen in Abhängigkeit von der Femurtranslation nach 12 Monaten**

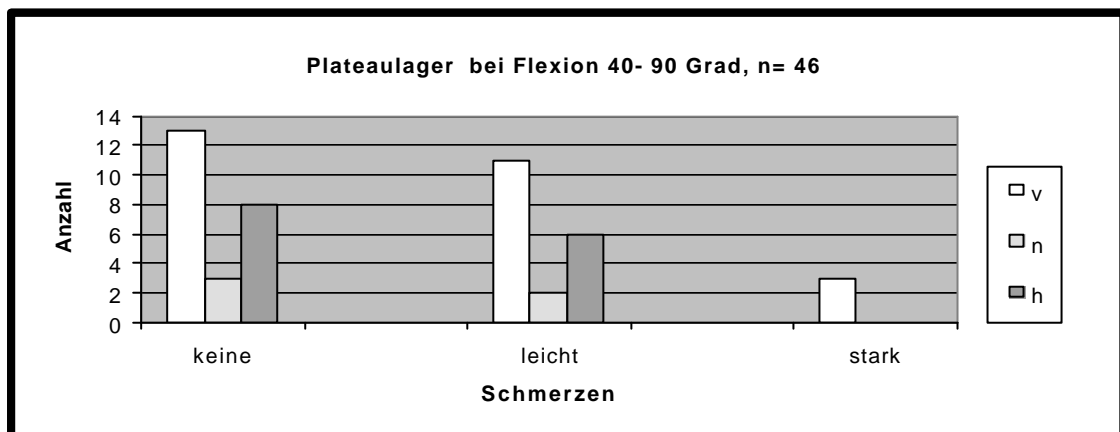
### **5.1.1.2. Schmerzen- Translation der Femurkomponente**

Es bestand kein signifikanter Zusammenhang zwischen dem Auftreten bewegungsabhängiger Schmerzen und der Richtung der Femurtranslation bei der entsprechenden Bewegung ( $p > 0,05$ ) bei Meniskal- und Plateau- Lager- Prothesen.

Zu beobachten war jedoch, daß bei Dorsaltranslation der Femurkomponente tendenziell weniger Schmerzen auftraten.



**Abbildung 21: Bewegungsschmerz bei Meniskallagerprothesen in Abhängigkeit von der Femurtranslation nach 12 Monaten.**



**Abbildung 22: Bewegungsschmerz bei Plateaulagerprothesen in Abhängigkeit von der Femurtranslation nach 12 Monaten.**



### 5.1.1.3. spezielle Kniefunktion (Score der Knee-Society)- Translation der Femurkomponente

Nach 12 Monaten postoperativ war eine höhere Score- Punktzahl bei den Plateaulager-Prothesen signifikant mit einer Dorsaltranslation der Femurkomponente verbunden ( $p=0,03$ ). Für Meniskalprothesen ergab sich keine Signifikanz ( $p>0,05$ ).

Im Vergleich Meniskal- zu Plateau- Prothesen wurden in der Meniskallagergruppe signifikant höhere Score- Werte gefunden ( $p= 0,02$ ).

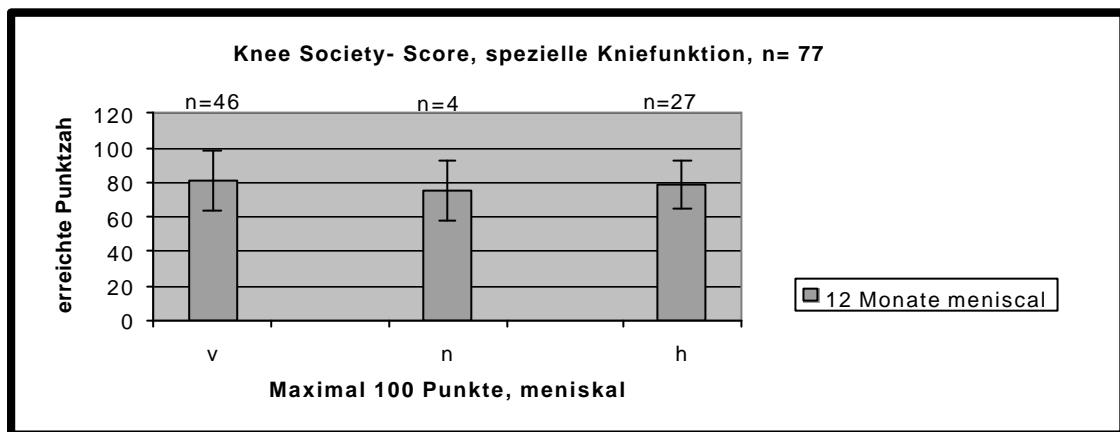


Abbildung 23: Funktionelle Beweglichkeit in Abhängigkeit von der Femurtranslation bei Meniskalprothesen 12 Monate postoperativ im Intervall 40- 90 Grad.

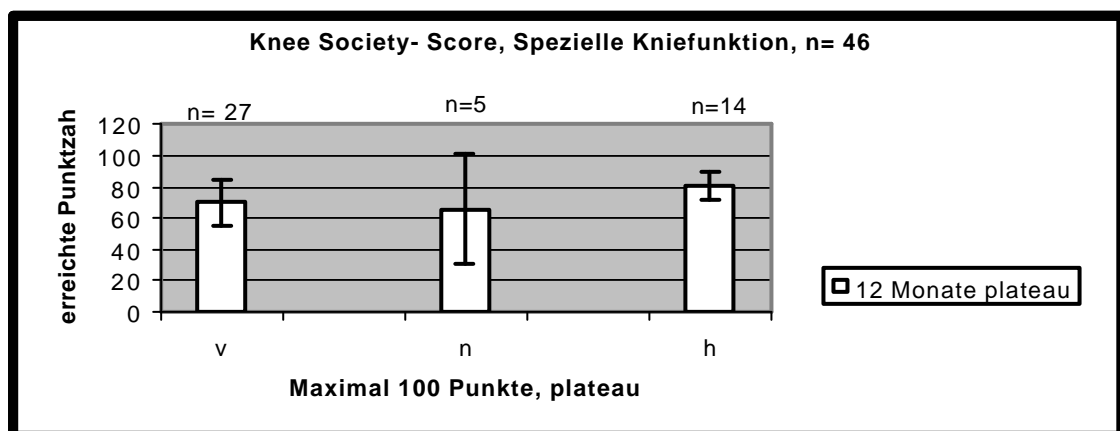


Abbildung 24: Funktionelle Beweglichkeit in Abhängigkeit von der Femurtranslation bei Plateauprothesen 12 Monate postoperativ im Intervall 40- 90 Grad.

#### 5.1.1.4. Allgemeine Kniefunktion (Score der Knee- Society)- Translation der Femurkomponente

12 Monate postoperativ bestanden signifikant höhere Score- Punktwerte bei Plateau- Prothesen und Dorsal- Translation der Femur- Komponente, im Vergleich zu Meniskal- Prothesen ( $p=0,02$ ).

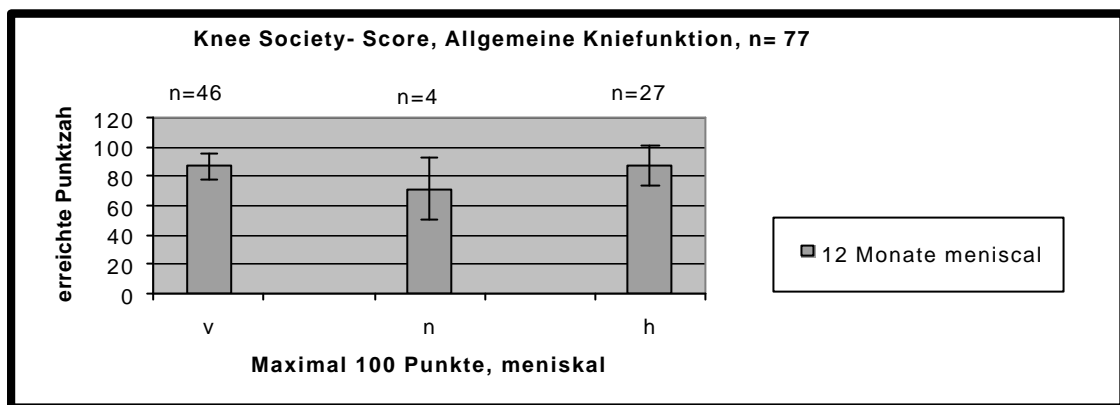


Abbildung 25: Allgemeine Kniefunktion in Abhängigkeit von der Femurtranslation bei Meniskallagerprothesen 12 Monate postoperativ bei Flexionswinkel 40-90 Grad.

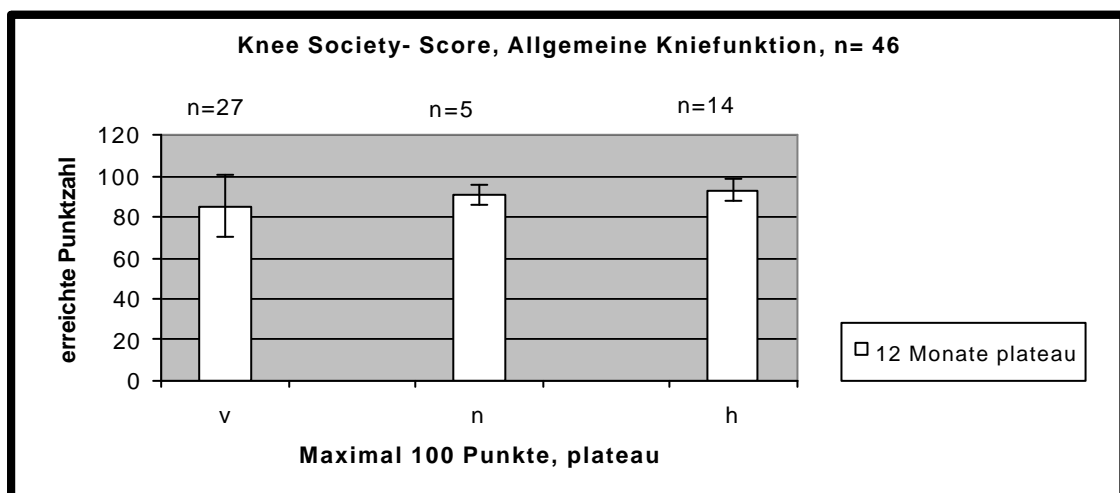


Abbildung 26: Allgemeine Kniefunktion in Abhängigkeit von der Femurtranslation zwischen 40 und 90 Grad bei Plateaulagerprothesen 12 Monate postoperativ.

Bei Bildung eines Gesamt- Score aus „Allgemeiner“ und „Spezieller“ Kniefunktion ergaben sich keine wesentlichen Zusammenhänge ( $p>0,05$ ).

Tendenziell bestanden Vorteile bei Plateaulagerprothesen in Neutralposition (n) und bei Dorsalgleiten (h) der Femurkomponente gegenüber Meniskallagerprothesen.

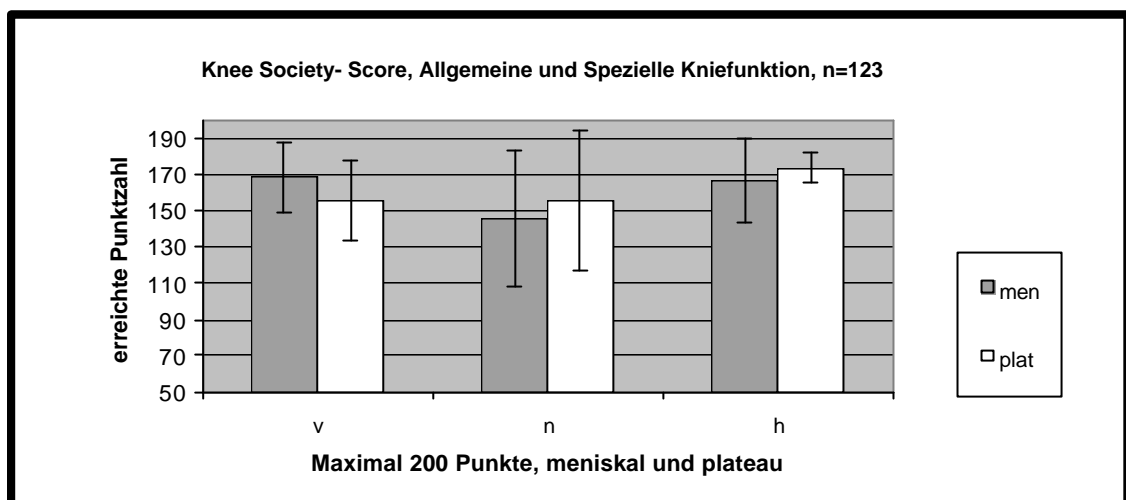


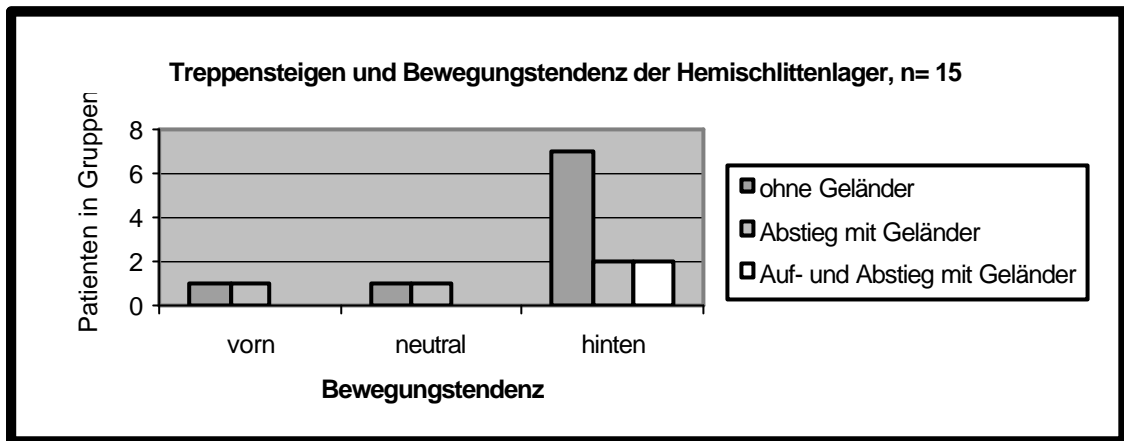
Abbildung 27: Knie- Gesamt- Score in Abhängigkeit von der Femurtranslation zwischen 40- und 90 Grad Flexion bei Meniskal- und Plateaulagerprothesen 12 Monate postoperativ.

## 5.1.2. Hemischlittenprothesen

### 5.1.2.1. Treppensteigen- Translation der Femurkomponente

Es konnte kein signifikanter Zusammenhang zwischen unbeschwertem freien Treppensteigen und Dorsaltranslation der Femurkomponente gefunden werden ( $p>0,05$ ).

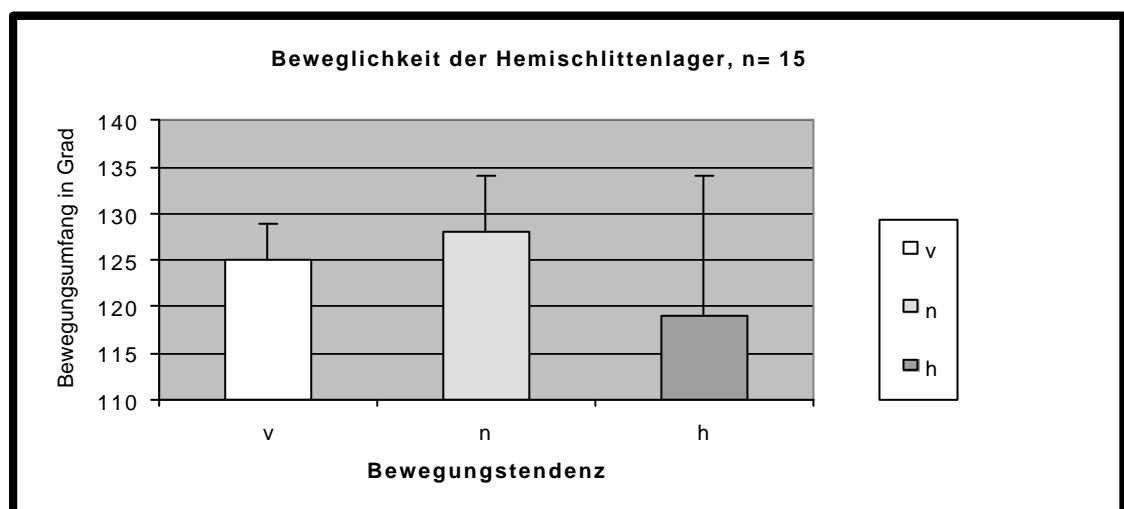
Erkennbar war jedoch die Tendenz, daß die Dorsaltranslation der Femurkomponente während der Flexion eine abgestimmte freie Beweglichkeit und Stabilisierung des Gelenkes begünstigt.



**Abbildung 28:** Einfluß des Roll- Gleitverhaltens der Femurkomponente im Intervall 40- 90 auf die Kniestabilität bei Belastung 12 Monate postoperativ.

### 5.1.2.2. Bewegungsumfang- Translation der Femur- Komponente

Ein Zusammenhang zwischen Bewegungsumfang und Translation der Femurkomponente auf der Tibia- Auflage der Prothese konnte nicht gefunden werden ( $p>0,05$ ).



**Abbildung 29:** Bewegungsumfang der Hemischlittenprothese in Abhängigkeit von der Femurtranslation im Flexionsintervall 40- 90 Grad 12 Monate postoperativ.

### 5.1.2.3. Schmerzen- Translation der Femurkomponente

Es konnte kein Zusammenhang zwischen auftretenden belastungsabhängigen Schmerzen und der Art der Roll- Gleitbewegung bei Knieflexion gesichert werden ( $p>0,05$ ).

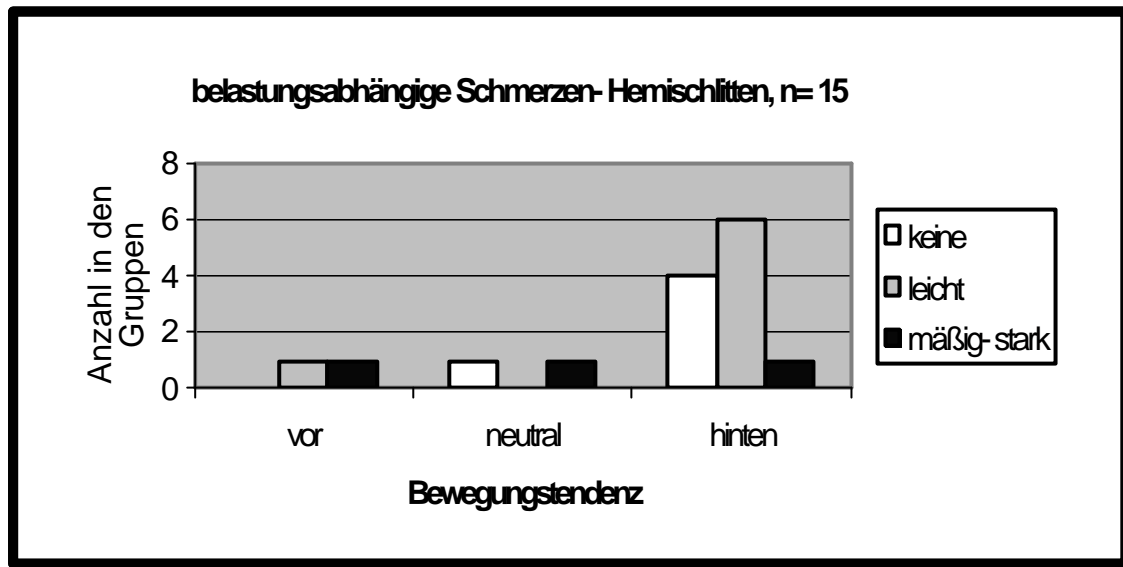


Abbildung 30: Abhängigkeit der belastungsabhängigen Schmerzen von der Femurtranslation während der Knieflexion im Intervall 40- 90 Grad 12 Monate postoperativ.

## 5.2. Röntgenbefunde

### 5.2.1. LCS- Translation der Femurkomponente auf dem Tibia- Plateau

Im untersuchten Flexionsintervall von 40- 90 Grad bewegten sich 60% der Femurkomponenten bei Meniskallagern bei zunehmender Flexion nach vorn, 6% zeigten keine Lageveränderung und nur 35% wiesen eine Dorsaltranslation auf.

Ein ähnliches Bewegungsverhalten zeigten auch die Femurkomponenten bei in anterior-posteriorer Richtung unbeweglichen Plateaulagern, wobei sich 63% nach vorn und 26% nach dorsal bewegten. Bei 11% der Prothesen mit rotierender Plattform fand keine Gleitbewegung statt.

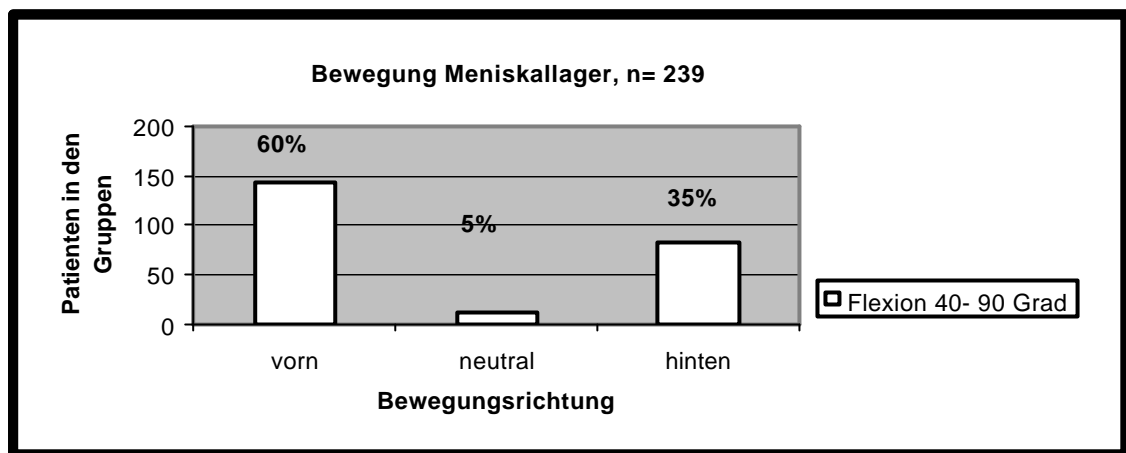


Abbildung 31: Roll- Gleitverhalten der Femurkomponenten von Meniskallagern prozentual im untersuchten Bewegungsintervall 12 Monate postoperativ.

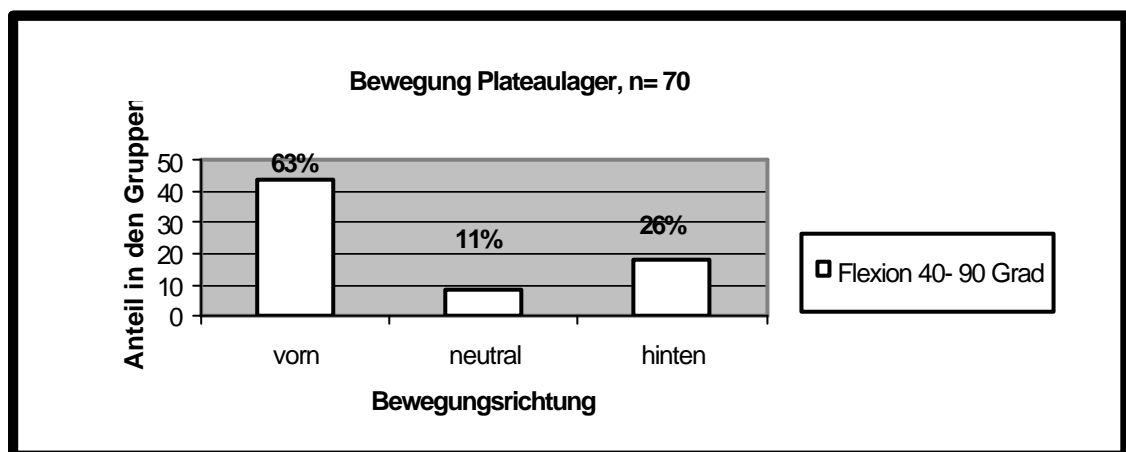


Abbildung 32: Roll- Gleitverhalten der Femurkomponenten von Plateaulagern prozentual im untersuchten Bewegungsintervall 12 Monate postoperativ.

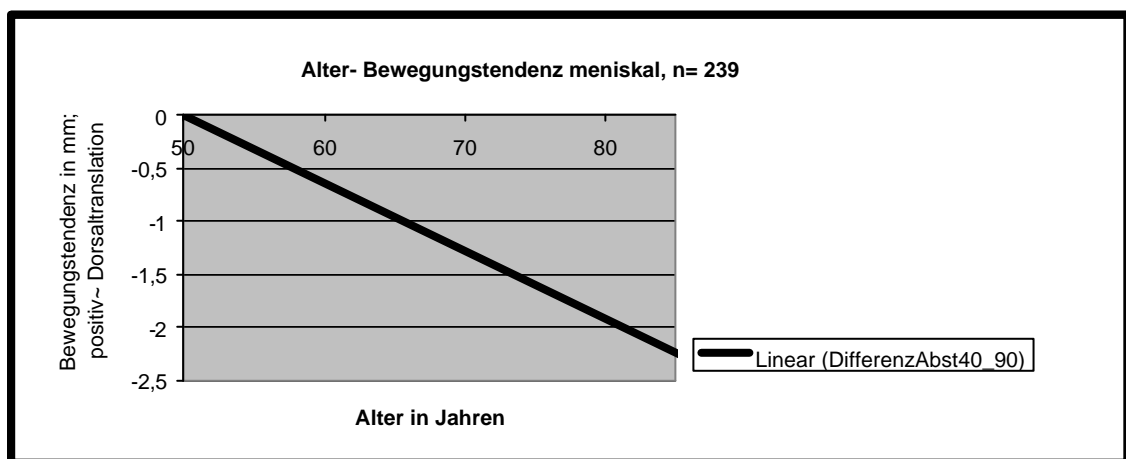
Der mittlere Gleitweg für Femurkomponenten bei Meniskallagern im Bewegungsintervall von 40- 90 Grad betrug nach vorn 4,4 mm, nach hinten 4,6 mm. Die entsprechende Roll- Gleitstrecke für die Femurkomponenten auf den Plateaulagern betrug entsprechend 2,8 mm nach vorn und 4,2 mm nach dorsal.

<i>Flexion</i>	<i>Bew.-tend.</i>	<i>Roll- Gleiten, Mittelwert</i>		<i>Signifikanz</i>	<i>absolutes Gleiten</i>	
40- 90°		meniskal- LCS	plateau		meniskal- LCS	plateau
	vorn	4,37 mm	2,8 mm	p=0,188		
	gesamt				9 mm	7mm
	hinten	4,6 mm	4,2 mm	p=0,049		

**Tabelle 5:** Vergleich der mittleren Translation der Femurkomponenten zwischen Meniskallagerprothesen und Plateaulagerprothesen im Intervall 40- 90 Grad 12 Monate postoperativ.

### 5.2.1.1. Alter- Translation der Femurkomponente

Mit zunehmendem Alter bestand die Tendenz einer Ventraltranslation der Femurkomponente auf dem Tibia-Plateau bei Prothesen mit beweglichen Meniskallagern bei zunehmender Flexion. Eine Signifikanz konnte nicht nachgewiesen werden ( $p>0,05$ ).



**Abbildung 33:** Translation der Femurkomponente in Abhängigkeit vom Alter bei LCS-Meniskallagerprothesen nach 12 Monaten

LCS- Prothesen mit rotierender Plattform zeigten mit zunehmendem Alter, zumindest zwischen 40 und 90 Grad Flexion die Tendenz zu einer Abnahme der Ventral-

Translation der Femurkomponente. Eine Signifikanz ließ sich nicht nachweisen ( $p > 0,05$ ).

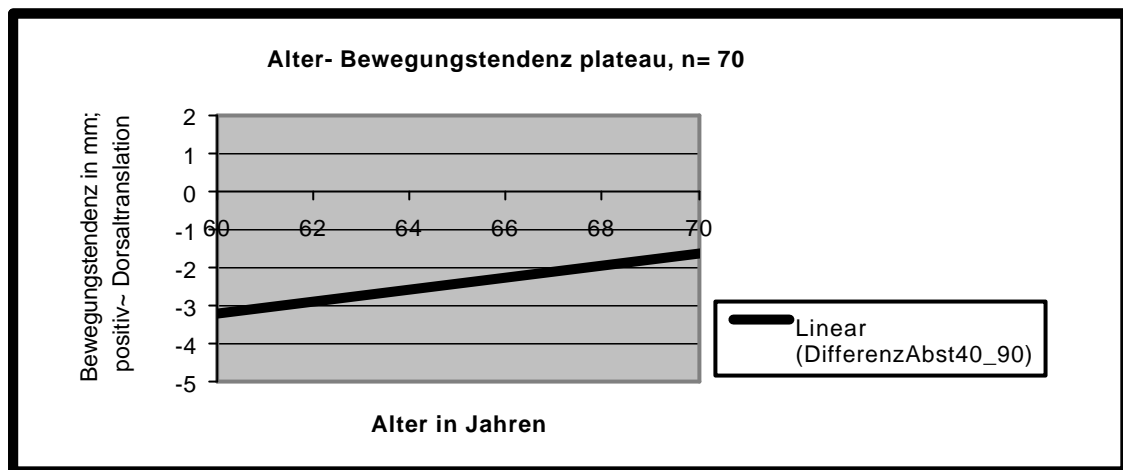
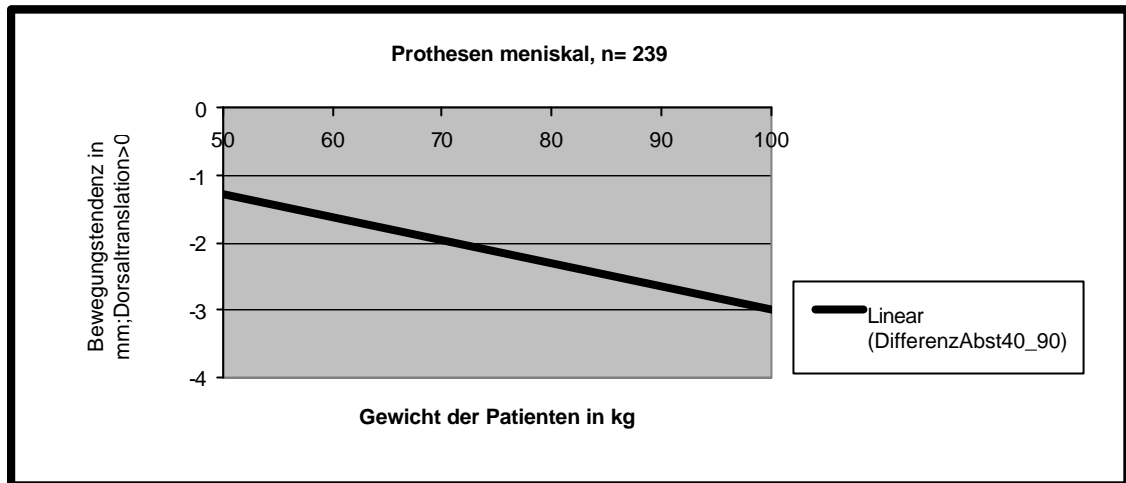


Abbildung 34: Translation der Femurkomponente in Abhängigkeit vom Alter bei LCS-Plateaulagerprothesen 12 Monate postoperativ.

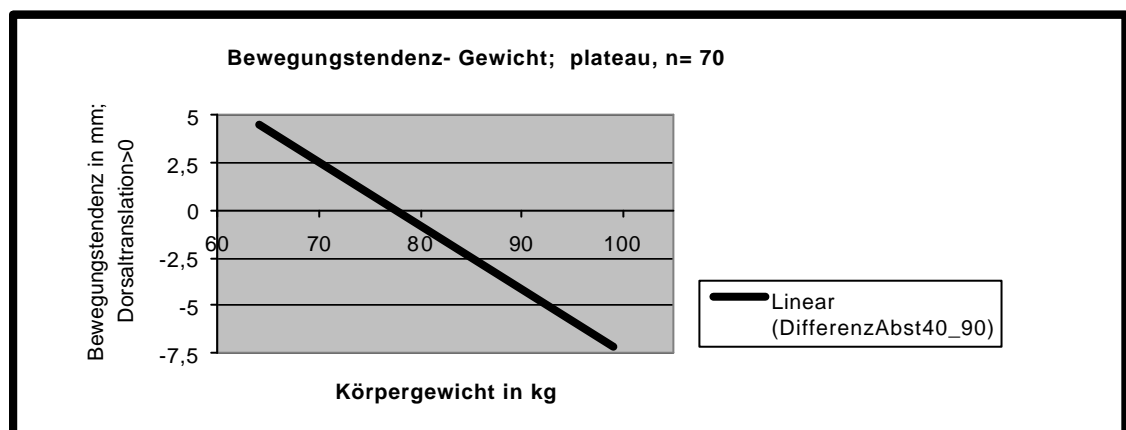
### 5.2.1.2. Gewicht- Translation der Femurkomponente

Mit zunehmendem Körpergewicht fand sowohl bei den Meniskal,- als auch bei den Plateau- Lagern eine signifikant vermehrte Translation der Femur- Komponente nach ventral statt ( $p = 0,04$  meniskal;  $p = 0,035$  plateau). Im Vergleich Meniskal- zu Plateau- Prothesen im Intervall zwischen 40 und 90 Grad Flexion wiesen Plateau- Prothesen eine signifikant ( $p = 0,04$ ) häufigere Ventraltranslation des Femurs nach.





**Abbildung 35:** Translation der Femurkomponente bei Meniskallagerprothesen in Abhängigkeit vom Körpergewicht 12 Monate postoperativ.

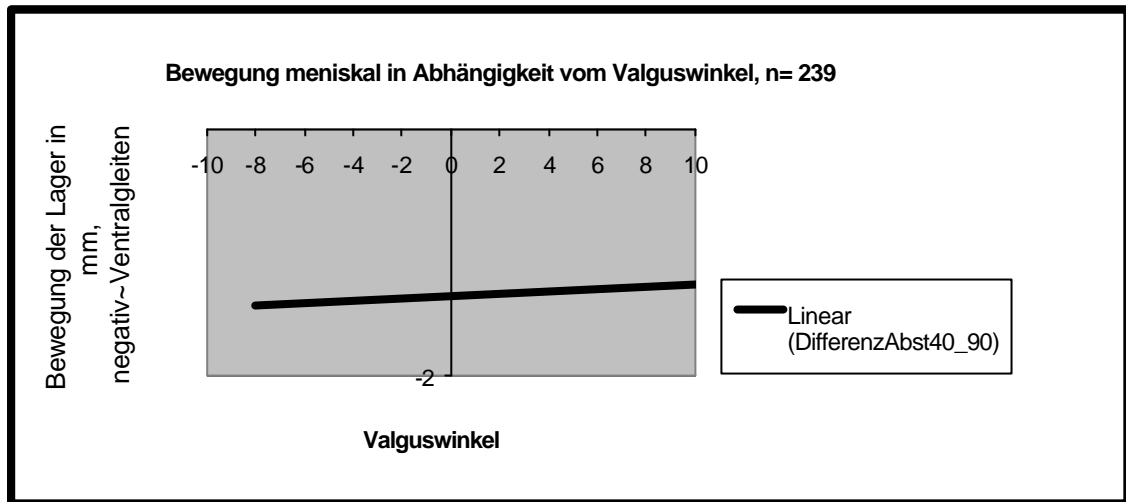


**Abbildung 36:** Translation der Femurkomponente bei Plateaulagerprothesen in Abhängigkeit vom Körpergewicht 12 Monate postoperativ.

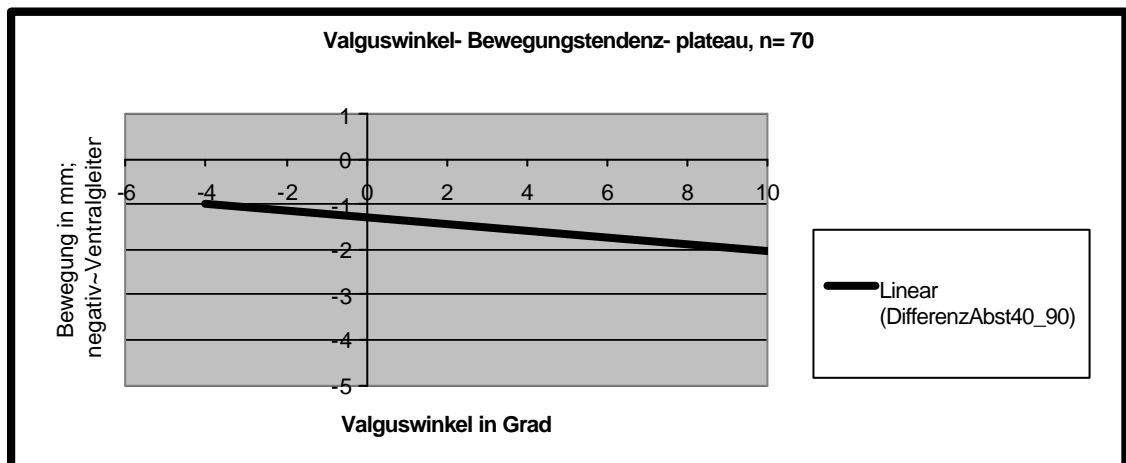
### 5.2.1.3. Valgus- Winkel- Translation der Femur-Komponente

Sowohl bei Meniskal- als auch bei Plateau- Lager- Prothesen bestand kein Zusammenhang zwischen dem Valgus- Winkel und dem Gleitverhalten der Prothesen.

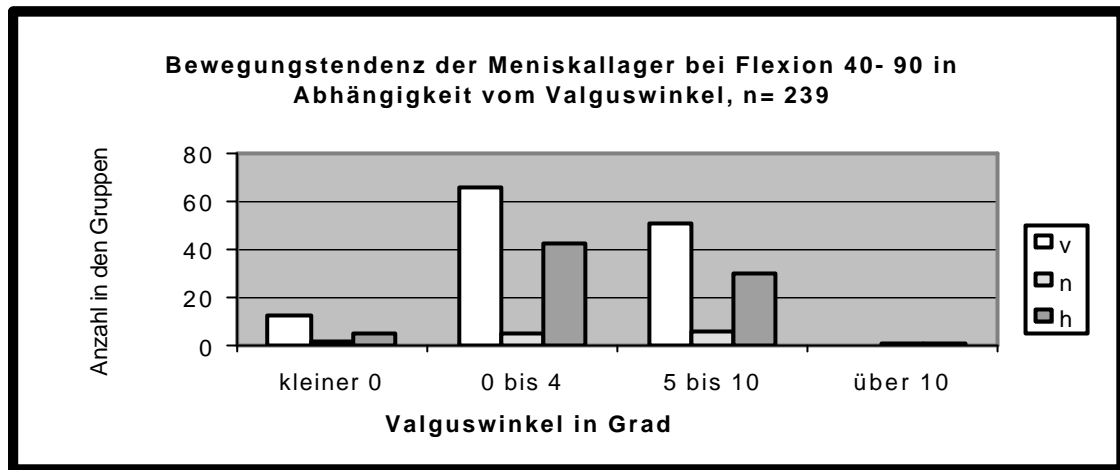
Auffallend war jedoch, daß ein im physiologischen Bereich liegender Valgus- Winkel die physiologische Kinematik zu begünstigen scheint.



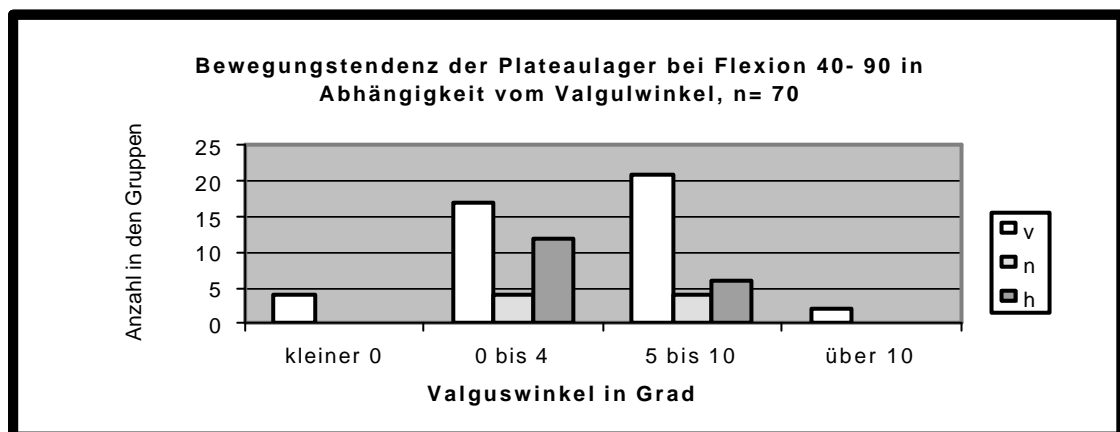
**Abbildung 37: Translation der Femurkomponente und Valguswinkel bei Meniskallagerprothesen 12 Monate postoperativ.**



**Abbildung 38: Translation der Femurkomponente und Valguswinkel bei Plateaulagerprothesen 12 Monate postoperativ.**



**Abbildung 39:** Abhängigkeit des Roll- Gleitverhaltens der Femurkomponente vom Valguswinkel der implantierten Meniskallagerprothese 12 Monate postoperativ.



**Abbildung 40:** Abhängigkeit des Roll- Gleitverhaltens der Femurkomponente vom Valguswinkel der implantierten Plateaulagerprothesen 12 Monate postoperativ.

#### 5.2.1.4. Slope- Translation der Femur-Komponente

Sowohl bei Meniskal- Lager- Prothesen, als auch bei Plateau- Lager- Prothesen konnte kein signifikanter Zusammenhang zwischen dem ventro- dorsalen Neigungswinkel des Tibia- Plateaus(Slope) und der Femur- Translation festgestellt werden ( $p > 0,05$ ).

Man fand aber einen Hinweis, daß bei 5- 10 Grad Slope eine Häufung der dorsalen Femurkondylentranslation zu liegen scheint und ein größerer Slope- Winkel nicht vor einem Ventral- Gleiten der Femurkomponente schützt.

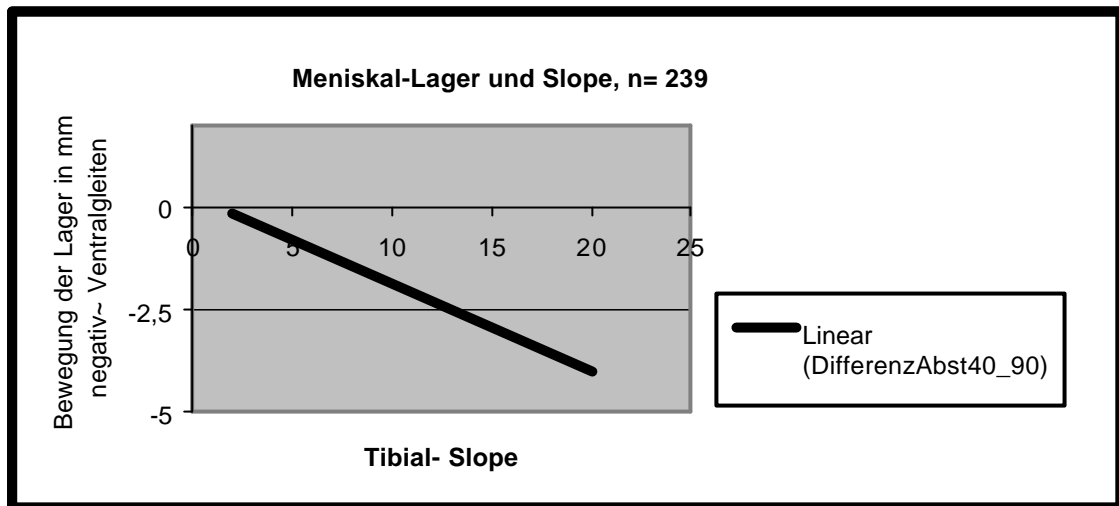


Abbildung 41: Slope und Femurtranslation bei Meniskallagerprothesen 12 Monate postoperativ.

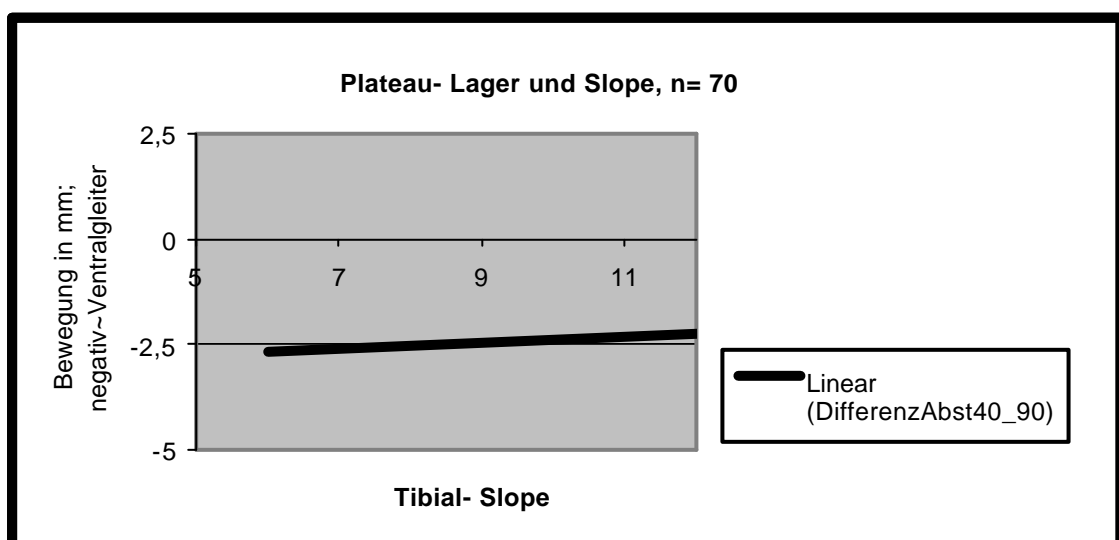
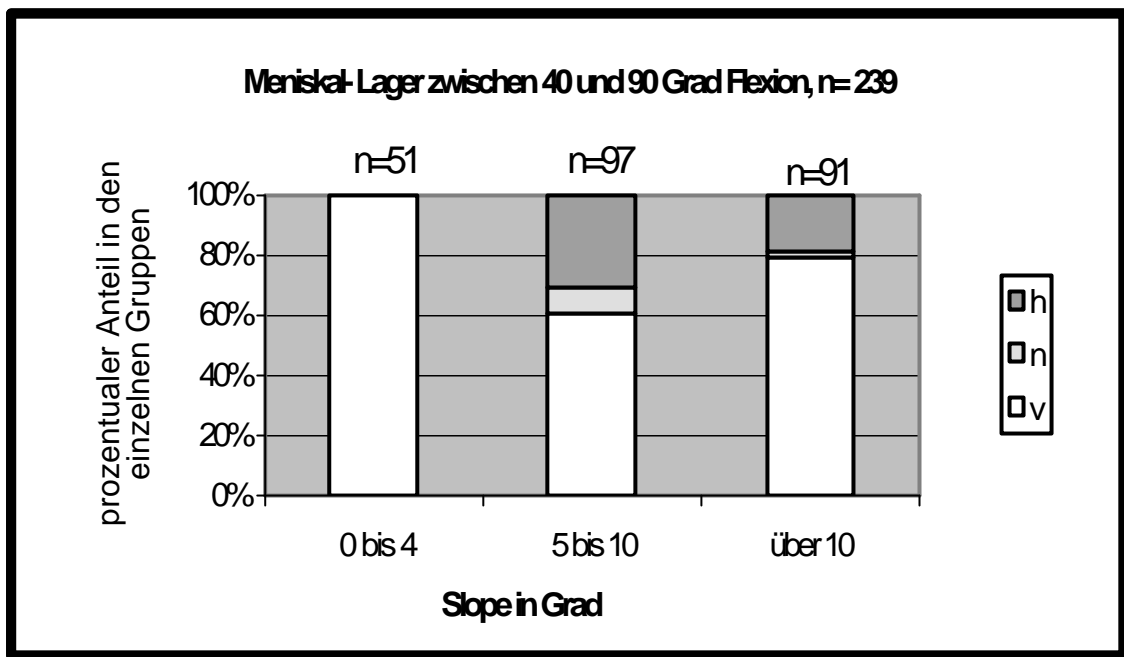


Abbildung 42: Slope und Femurtranslation bei Plateaulagerprothesen 12 Monate postoperativ.

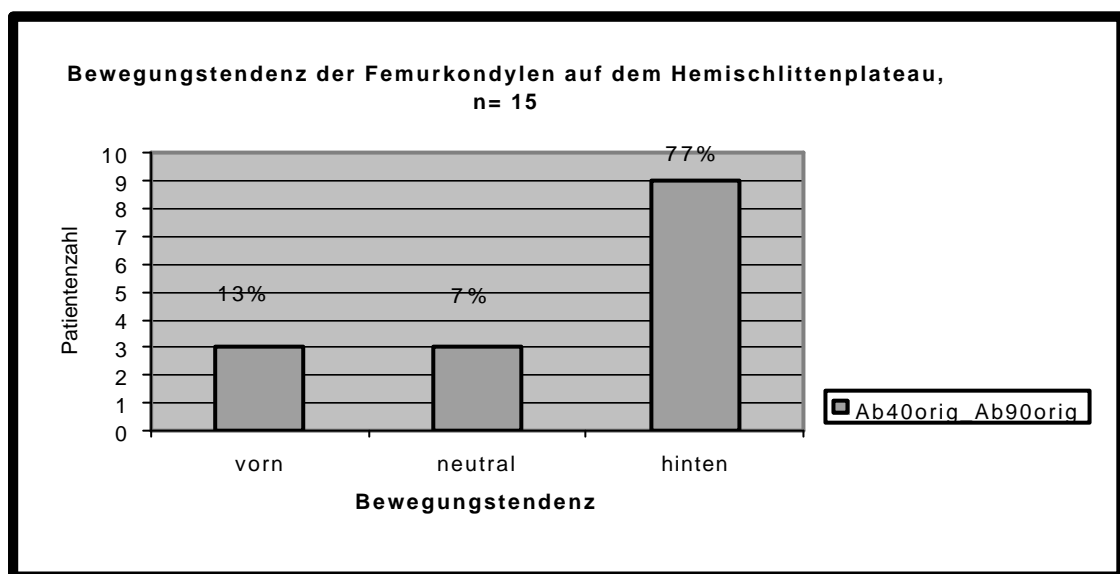


**Abbildung 43: Abhängigkeit des Roll- Gleitverhaltens von der Abstufung der dorsalen Neigung des Tibiaplateaus 12 Monate postoperativ.**

## 5.2.2. Hemischlitten- Translation der Femur-Komponente auf dem Tibia-Plateau

### 5.2.2.1. Hemischlitten- Prothesen

Im Bewegungsintervall von 40-90 Grad Flexion bewegten sich 77% der Femurkomponenten nach dorsal und nur 13% nach vorn, 7% zeigten keine Lageveränderung.



**Abbildung 44: Roll- Gleitverhalten von Femurkomponenten bei Hemischlittenlagern prozentual 12 Monate postoperativ.**

Der mittlere Gleitweg im Intervall 40- 90 Grad Flexion beträgt 4,3 mm nach vorn und 4,9 mm nach hinten.

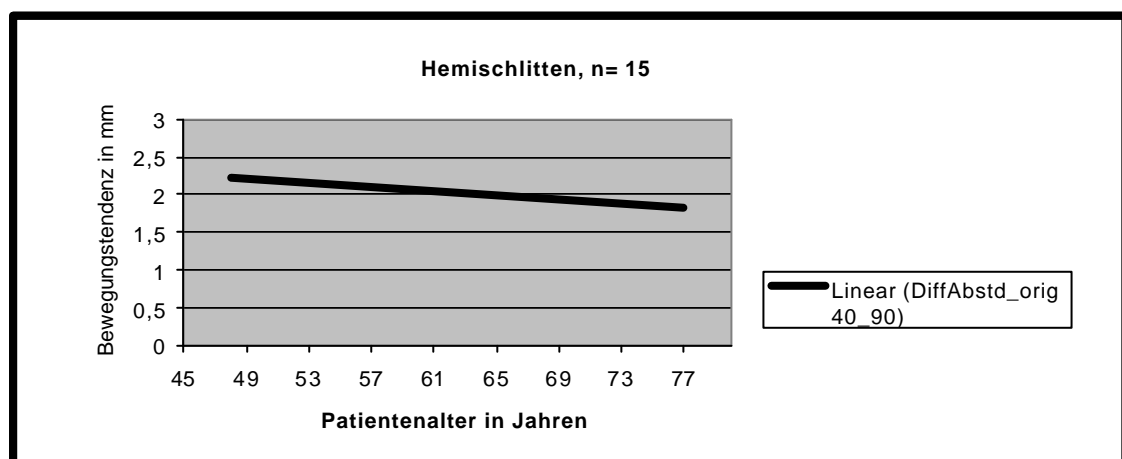
<i>Flexion</i>	<i>Bew.-tend.</i>	<i>Roll- Gleiten,</i>	<i>Signifikanz</i>	<i>absolutes</i>
		<i>Mittelwert</i>		<i>Gleiten</i>
40- 90°	<b>vorn gesamt hinten</b>	<b>meniskal</b> 4,3 mm 4,9 mm	p= 0,98  p=0,23	<b>meniskal</b>  9 mm

**Tabelle 6: Roll- Gleitverhalten von Femurkomponenten bei Hemischlittenprothesen prozentual im untersuchten Flexionsintervall 12 Monate postoperativ im Intervall 40- 90 Grad.**

### 5.2.2.2. Alter- Translation der Femurkomponente

Es konnte kein signifikanter Zusammenhang zwischen dem Alter der Patienten und der Richtung sowie dem Betrag der Translation der Femurkomponente auf dem Tibia-Plateau gefunden werden ( $p > 0,05$ ).

Im Flexionsintervall zwischen 40- und 90 Grad bestand allerdings die Tendenz zu einer Abnahme der Dorsal-Translation mit zunehmendem Alter.



**Abbildung 45: Abhängigkeit der Femurtranslation bei Hemischlitten vom Lebensalter 12 Monate postoperativ.**

### 5.2.2.3. Gewicht- Translation der Femurkomponente

Ein signifikanter Zusammenhang zwischen dem Körpergewicht und dem Roll-Gleitverhalten von unicondylären Schlittenprothesen war nach 12 Monaten postoperativ nicht zu ermitteln ( $p < 0,05$  ).

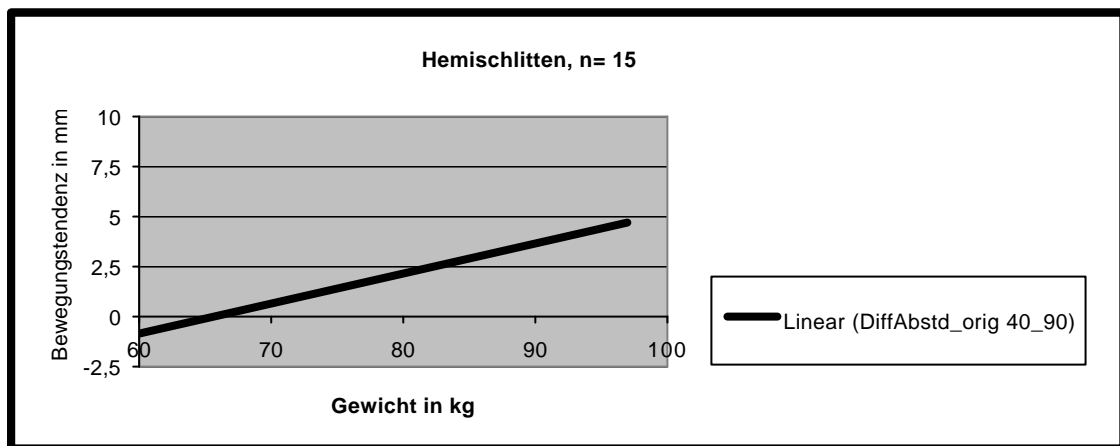
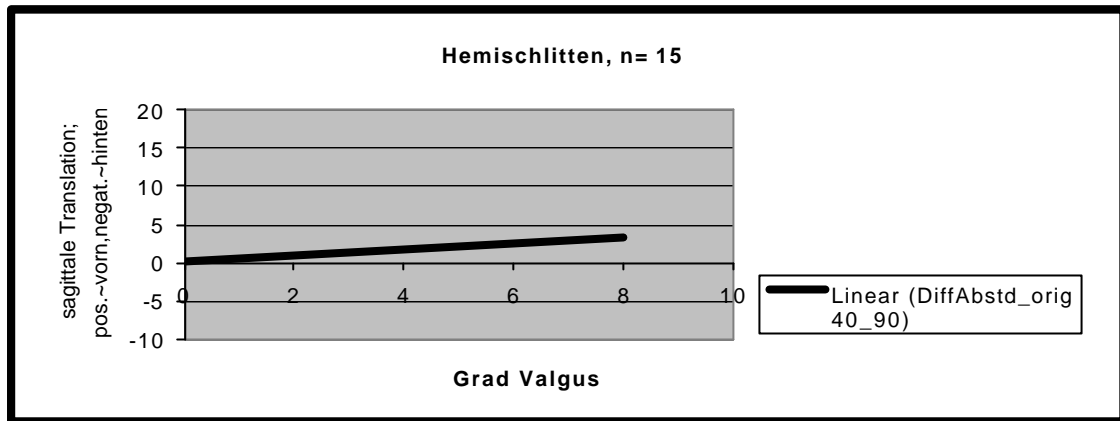


Abbildung 46: Abhängigkeit der Femurtranslation bei Hemischlitten vom Körpergewicht 12 Monate postoperativ.

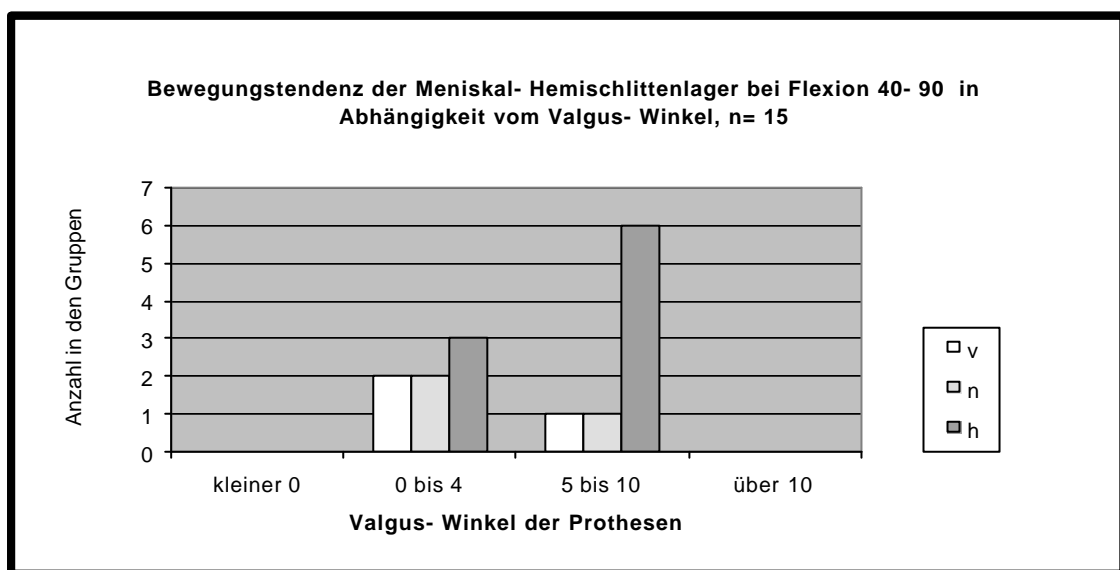
### 5.2.2.4. Valgus- Winkel- Translation der Femurkomponente

Es konnte kein signifikanter Einfluß des Valgus- Winkels der implantierten Prothese auf das Roll- Gleitverhalten von Hemischlittenprothesen 12 Monate postoperativ nachgewiesen werden ( $p > 0,05$  ).





**Abbildung 47:** Abhängigkeit der Translation der Femurkomponente bei Hemischlitten vom Valgus- Winkel 12 Monate postoperativ.



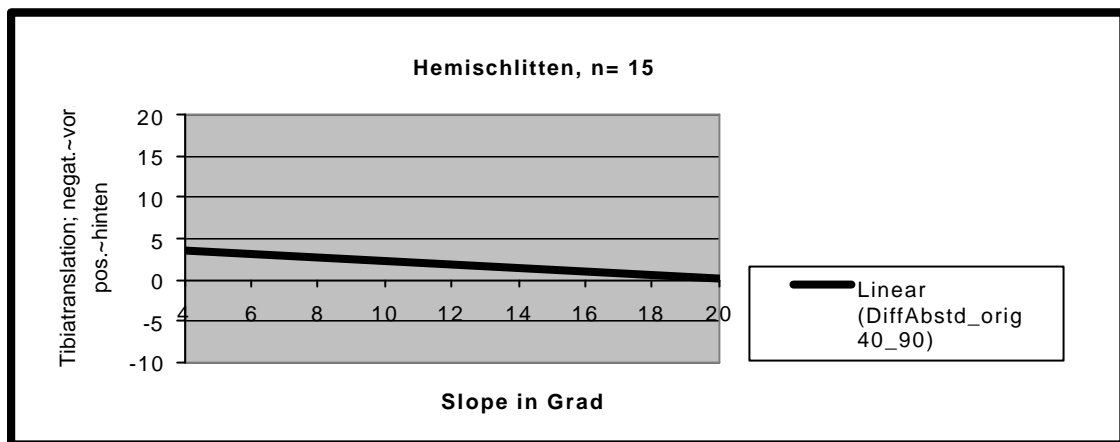
**Abbildung 48:** Abhängigkeit des Roll- Gleitverhaltens der Femurkomponente vom Valgus- Winkel der implantierten Hemischlittenprothese 12 Monate postoperativ.

### 5.2.2.5. Tibial Slope- Translation der Femurkomponente

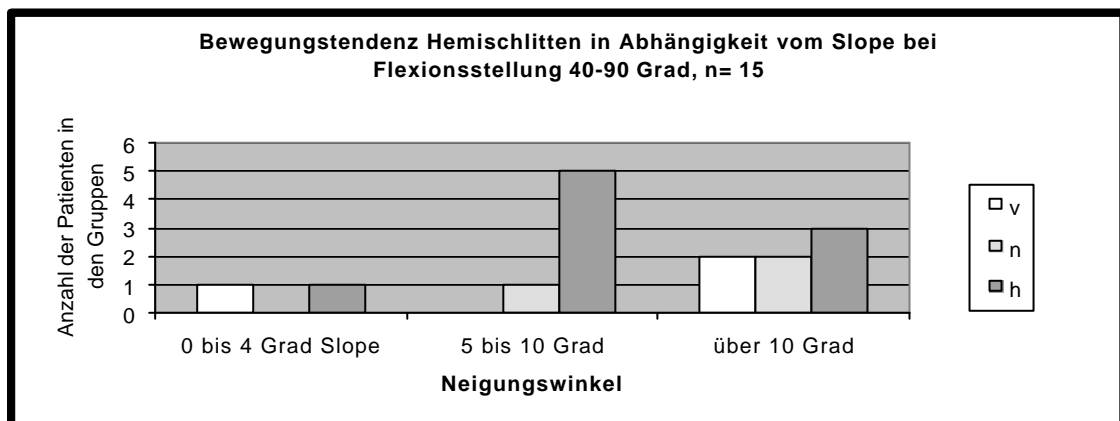
Zwischen der Größe des tibialen Neigungswinkels und dem Roll- Gleitverhalten der Femurkomponente bestand kein gesicherter statistischer Zusammenhang ( $p > 0,05$ ).

Ein großer Slope- Winkel scheint aber nicht vor einem Ventralgleiten der Femurkomponente während der Knieflexion zu bewahren.

Im Bereich zwischen 5 und 10 Grad Slope war eine vermehrte Dorsal-Translation zu beobachten.



**Abbildung 49:** Abhängigkeit des Roll- Gleitverhaltens von Hemischlittenprothesen vom Tibial-Slope 12 Monate postoperativ.



**Abbildung 50:** Abhängigkeit des Roll- Gleitverhaltens bei Hemischlitten von der Abstufung der dorsalen Neigung des Tibiaplateaus 12 Monate postoperativ.

### 5.2.3. Patienten vor vorderem Kreuzbandersatz- Translation der Femurkondylen auf der tibialen Gelenkfläche

#### 5.2.3.1. Patienten mit vorderer Kreuzbandruptur vor Ersatzplastik

Zwischen 40 und 90 Grad Flexion bewegten sich 46% der Femurkondylen nach dorsal, 27% nach ventral und 27% blieben am Ort. Der durchschnittliche Gleitweg nach vorn und hinten betrug 2mm.

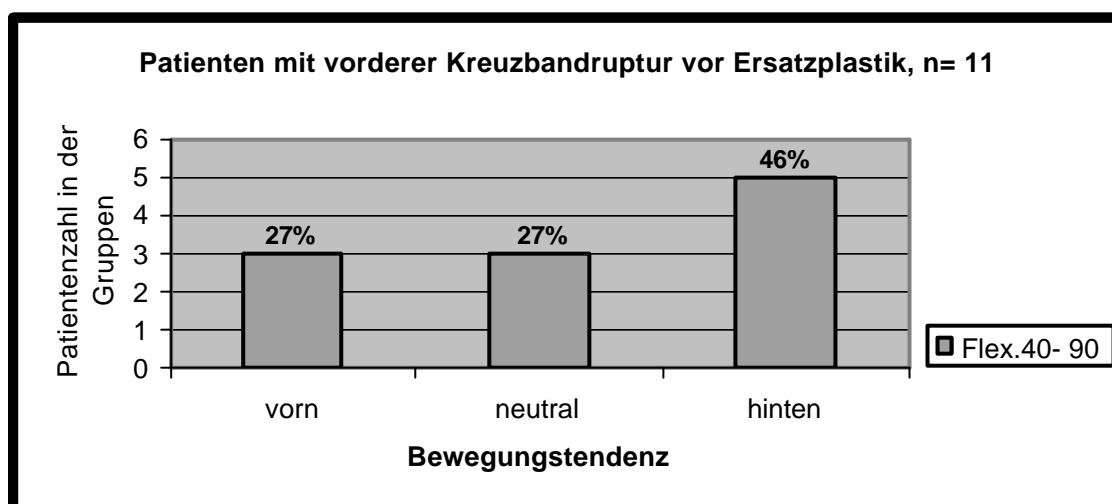


Abbildung 51: Roll- Gleitverhalten der Femurkomponenten bei Patienten vor vorderer Kreuzbandersatzplastik.

<i>Flexion</i>	<i>Bew.-tend.</i>	<i>Roll- Gleiten, Mittelwert</i>	<i>Signifikanz</i>	<i>absolutes Gleiten</i>
		<b>Kreuzband</b>		<b>Kreuzband</b>
40- 90°	<b>vorn</b>	2mm	p= 0,68	4mm
	<b>gesamt hinten</b>	2mm	p= 0,72	

Tabelle 7: Roll- Gleitweg der Femurkondylen bei Patienten vor vorderem Kreuzbandersatz.

### 5.2.3.2. Alter- Translation des Femurkondylus

Es konnte kein Zusammenhang zwischen dem Alter der Patienten bei vorderer Kreuzbandruptur und dem Roll- Gleitverhalten des Femurkondylus präoperativ festgestellt werden ( $p > 0,05$ ).

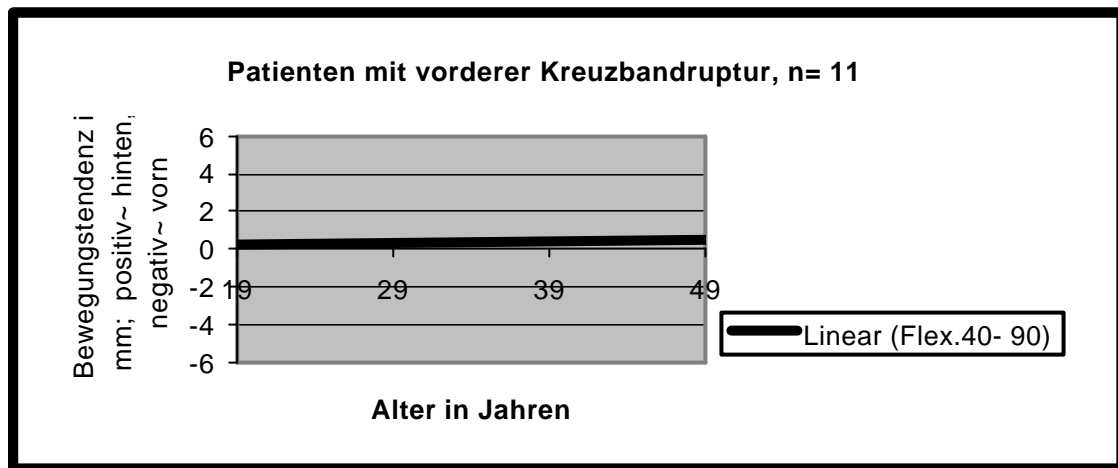


Abbildung 52: Translation des Femurkondylus in Abhängigkeit vom Alter präoperativ bei Patienten nach vorderer Kreuzbandruptur.

### 5.2.3.3. Gewicht- Translation des Femurkondylus

Zwischen dem Maß des Körpergewichtes der Patienten vor Kreuzbandersatz und dem Roll- Gleitverhalten des Femurkondylus konnte kein signifikanter Zusammenhang beobachtet werden ( $p > 0,05$ ).

Es bestand eine tendenzielle Zunahme der Ventral-Translation mit steigendem Körpergewicht.

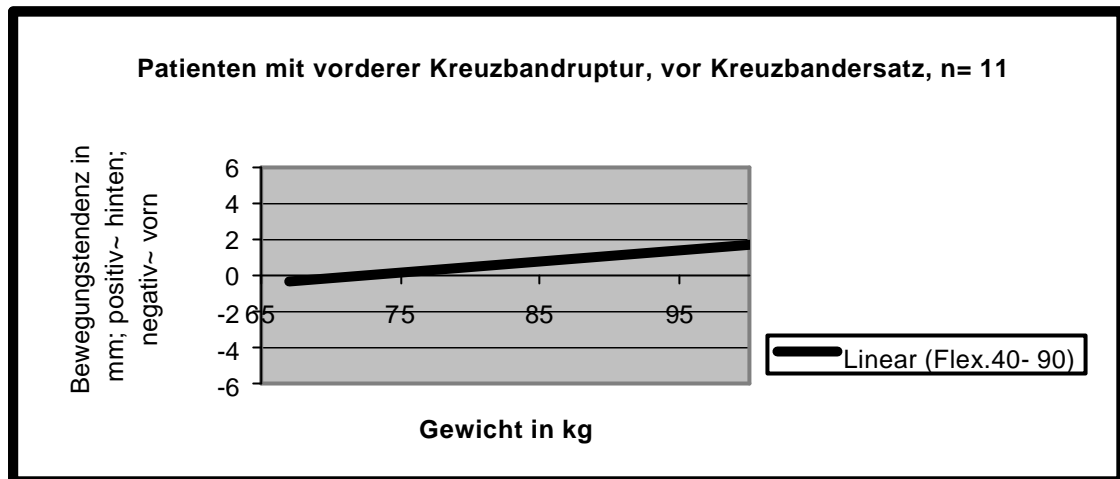


Abbildung 53: Translation des Femurkondylus in Abhängigkeit vom Gewicht präoperativ bei Patienten nach vorderer Kreuzbandruptur.

#### 5.2.3.4. Valgus- Winkel- Translation des Femurkondylus

Die Größe des Valgus- Winkels hatte keinen signifikanten Einfluß auf die Translation des Femurkondylus ( $p>0,05$ ).

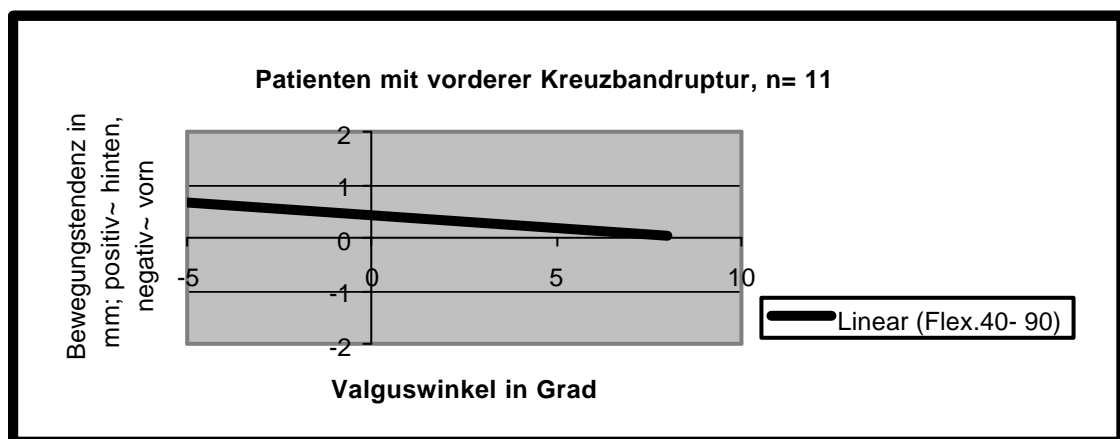


Abbildung 54: Translation des Femurkondylus in Abhängigkeit vom Valgus- Winkel präoperativ bei Patienten mit vorderer Kreuzbandruptur.

## 5.3. Cybex- Befunde

### 5.3.1. LCS- Prothesen- Drehmoment bei Flexion und Extension

#### 5.3.1.1. Alter- maximales Drehmoment der Flexoren und Extensoren und deren Verhältnis

Es konnte kein signifikanter Zusammenhang zwischen zunehmendem Alter und Kraftentwicklung der Knie- Beuger und- Strecker bei Meniskal- Lager und Plateau- Lager- Prothesen ein Jahr postoperativ nachgewiesen werden ( $p < 0,05$ ).

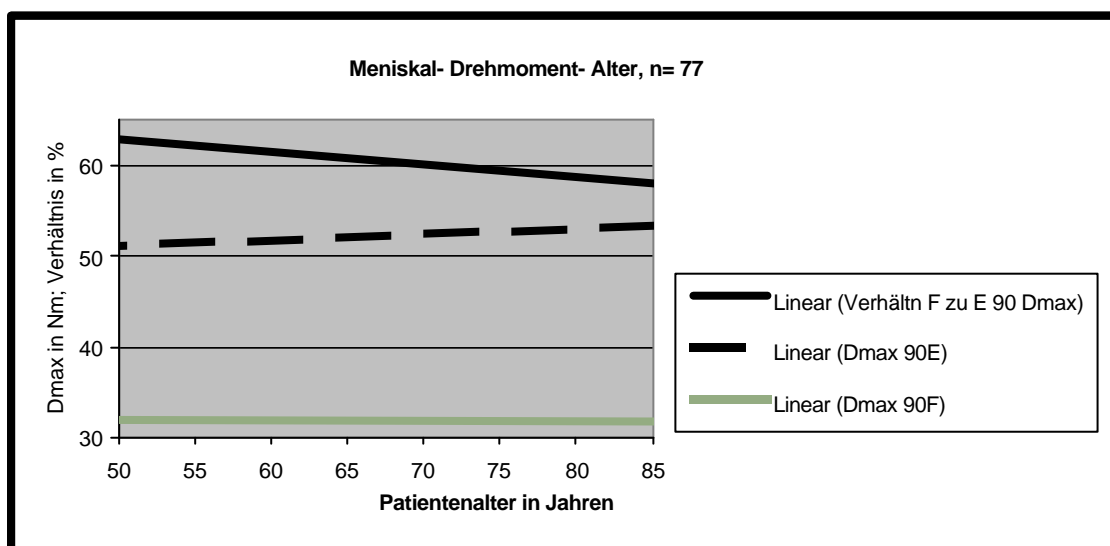


Abbildung 55: Drehmoment in Abhängigkeit vom Alter bei Meniskallagerprothesen 12 Monate postoperativ.

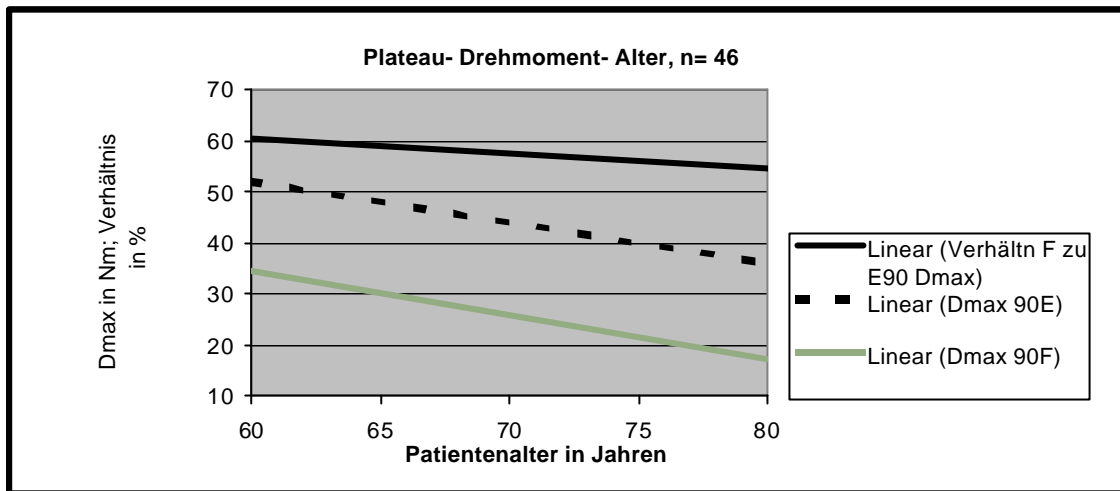
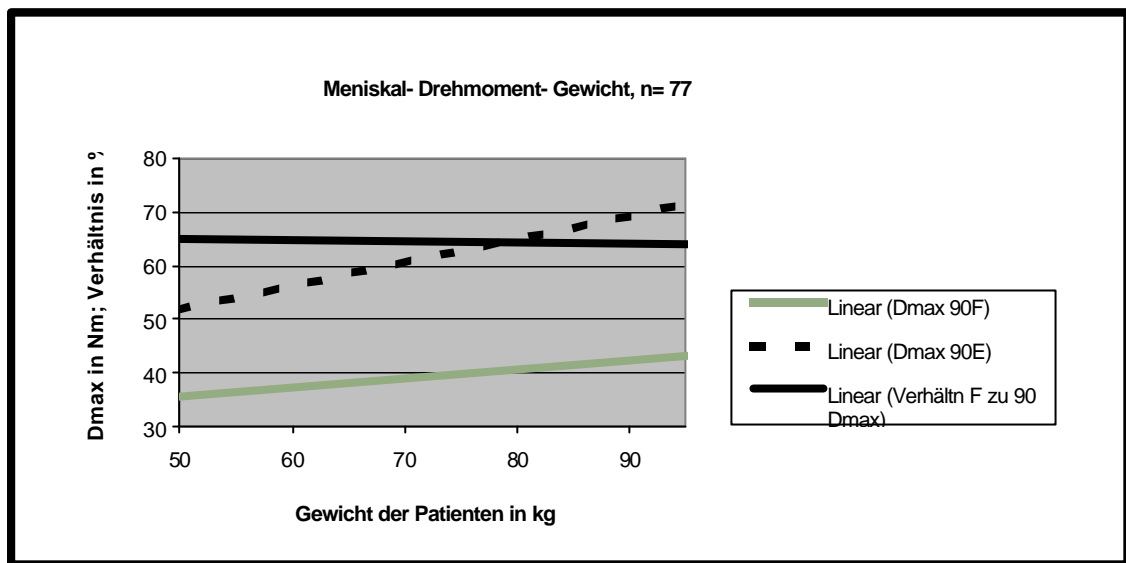


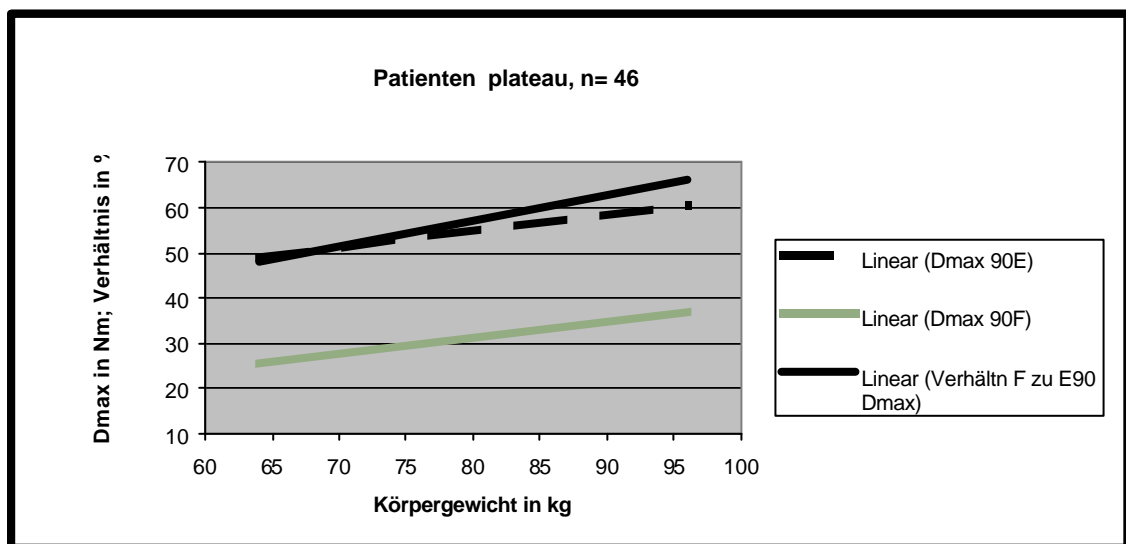
Abbildung 56: Drehmoment in Abhängigkeit vom Alter bei Plateaulagerprothesen 12 Monate postoperativ.

### 5.3.1.2. Gewicht- maximales Drehmoment der Flexoren und Extensoren und deren Verhältnis

Mit Zunahme des Körpergewichtes nahm auch die Kraft der Flexoren und Extensoren signifikant zu ( $p=0,04$ ). Das Verhältnis zwischen beiden (Flexoren/Extensoren) wurde davon allerdings nicht signifikant beeinflusst.



**Abbildung 57: Drehmoment in Abhängigkeit vom Gewicht bei Meniskallagerprothesen 12 Monate postoperativ.**



**Abbildung 58: Drehmoment in Abhängigkeit vom Gewicht bei Plateaulagerprothesen 12 Monate postoperativ.**



### 5.3.1.3. Valgus- Winkel- maximales Drehmoment der Flexoren und Extensoren und deren Verhältnis

Bei Meniskallagerprothesen nahm mit zunehmendem Valgus- Winkel der implantierten Komponenten das Drehmoment der Flexoren und Extensoren signifikant ( $p=0,04$ ) ab. Ein entsprechender Zusammenhang bestand nicht bei Plateau- Lager- Prothesen ( $p>0,05$ ). Das Verhältnis zwischen Flexoren und Extensoren zeigte sowohl bei Meniskal- Lagern als auch bei Plateau- Lagern keine auffälligen Veränderungen ( $p>0,05$ ).

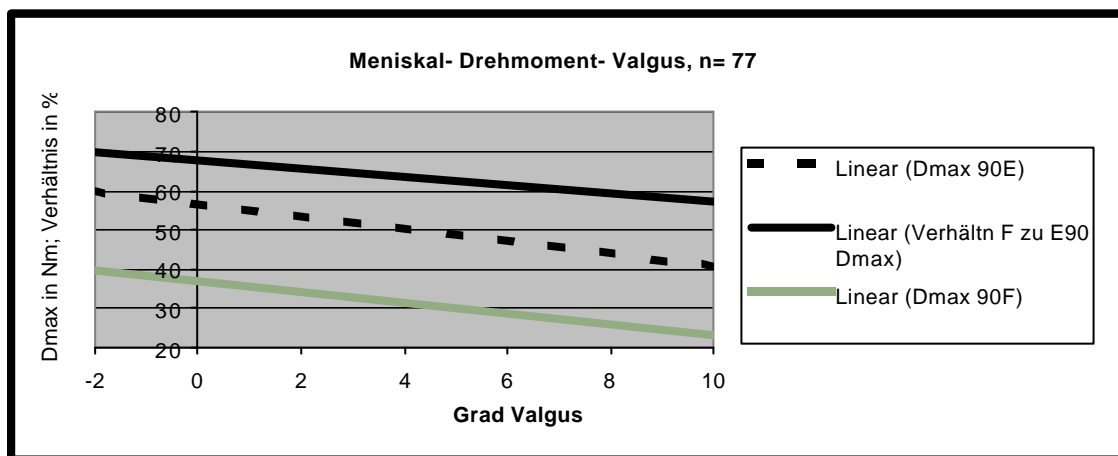
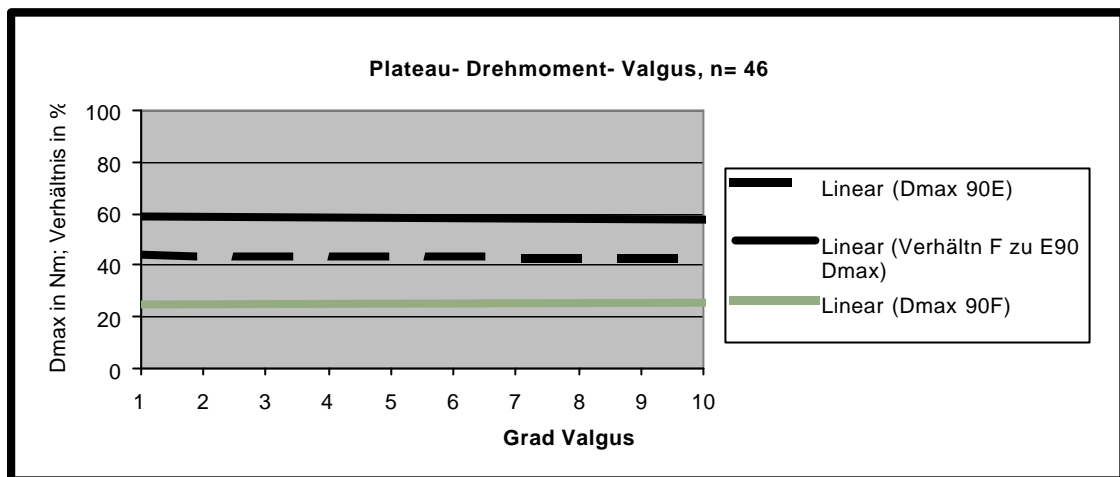


Abbildung 59: Drehmoment in Abhängigkeit vom Valgus- Winkel der implantierten Meniskallagerprothesen 12 Monate postoperativ.



**Abbildung 60:** Drehmoment in Abhängigkeit vom Valgus- Winkel der implantierten Plateaulagerprothesen 12 Monate postoperativ.

#### **5.3.1.4. Anterior- posteriore Tibiaplateau- Neigung (Slope)- maximales Drehmoment der Flexoren Extensoren und deren Verhältnis**

Es konnte kein signifikanter Zusammenhang zwischen der Neigung des Tibia- Plateaus in der Sagittal- Ebene und der Kraftentfaltung der Flexoren- und Extensoren- Muskulatur des Kniegelenkes nach LCS- Prothesenimplantation 12 Monate postoperativ gefunden werden ( $p > 0,05$ ).

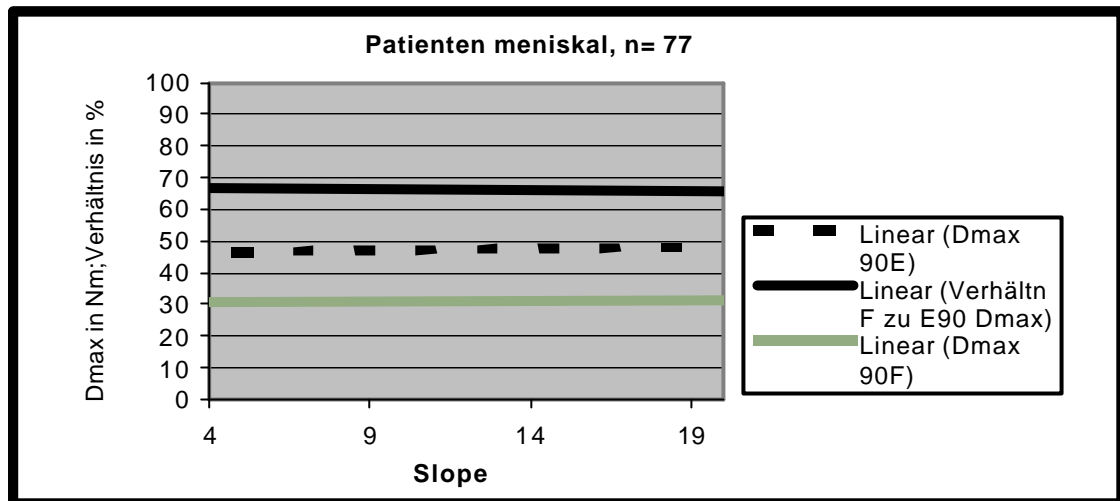


Abbildung 61: Drehmoment in Abhängigkeit vom Slope der implantierten Tibiakomponente bei Meniskallagerprothesen 12 Monate postoperativ.

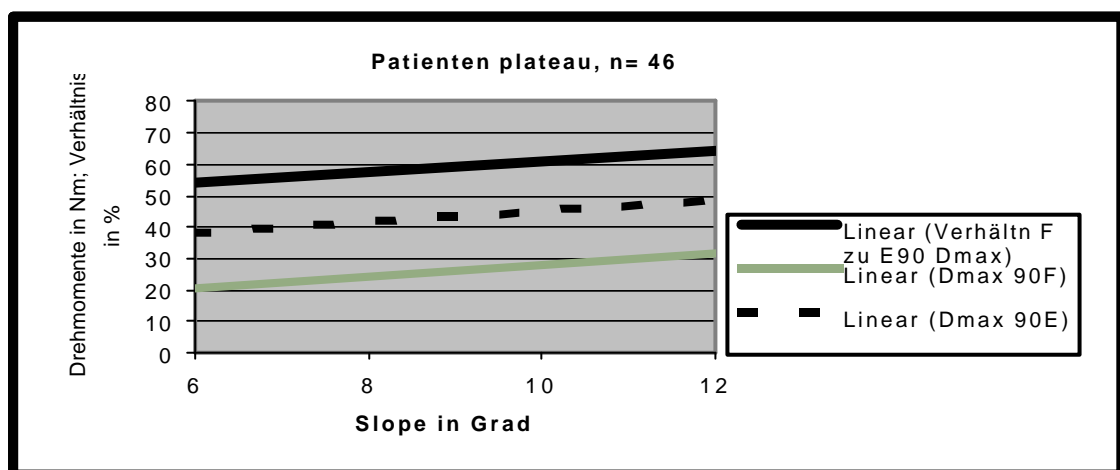


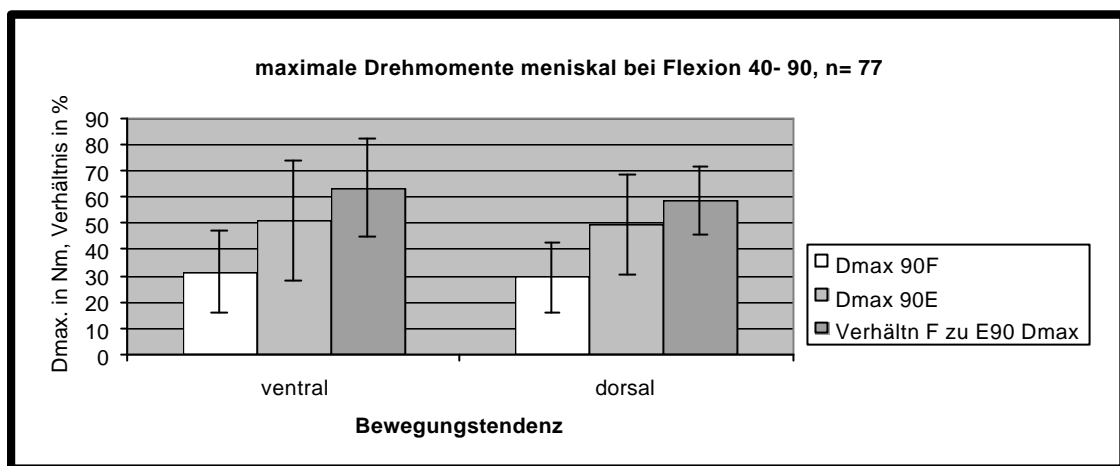
Abbildung 62: Drehmoment in Abhängigkeit vom Slope der implantierten Tibiakomponente bei Plateaulagerprothesen 12 Monate postoperativ.

### 5.3.1.5. Maximale Drehmomente der Knie- Flexoren und Extensoren im Vergleich zur anterior- posterioren Femurtranslation

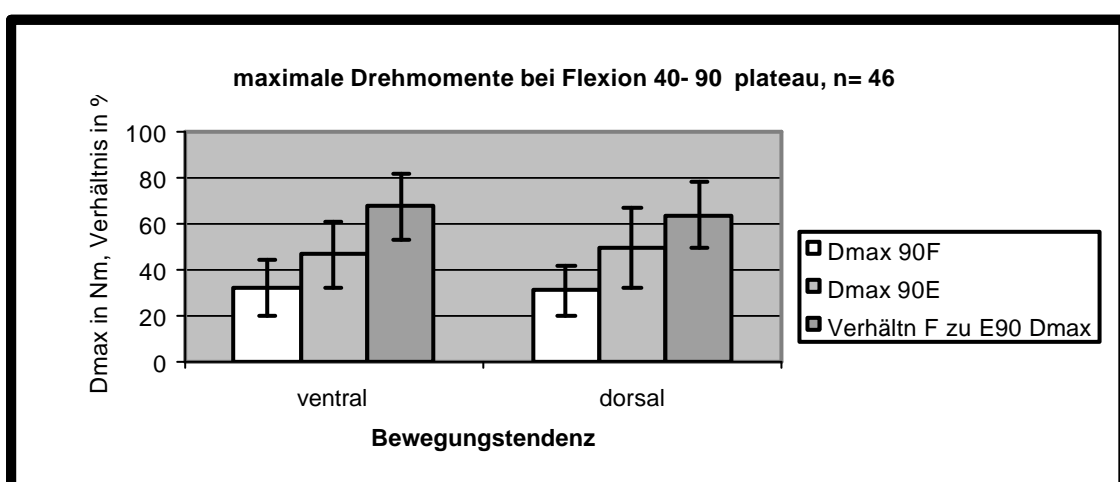
Es ließ sich 12 Monate postoperativ kein signifikanter Zusammenhang zwischen der Kraftentwicklung der Flexoren- und Extensoren- Muskulatur des Kniegelenkes und

deren Verhältnis zur Translation der Femurkomponente bei Meniskal- und Plateau-Lagerprothesen nachweisen ( $p>0,05$ ).

In der Flexionsstellung zwischen 40 und 90 Grad bestand jedoch bei Translation nach vorn jeweils ein größeres Verhältnis (Quotient- Flexoren/Extensoren) für Meniskal- und Plateaulager- Prothesen, als Ausdruck einer relativen Schwäche der Knie- Extensoren ( $p>0,05$ ).



**Abbildung 63: Maximale Drehmomente der Knieflexoren- und Extensoren in Abhängigkeit von der Translation der Femurkomponente meniskal 12 Monate postoperativ.**



**Abbildung 64: Maximale Drehmomente der Knieflexoren- und Extensoren in Abhängigkeit von der Translation der Femurkomponente plateau 12 Monate postoperativ.**

### 5.3.2. Hemischlittenprothesen- Drehmoment bei Flexion und Extension

#### 5.3.2.1. Alter- maximales Drehmoment der Flexoren und Extensoren und deren Verhältnis

Mit zunehmendem Alter konnte keine statistisch signifikante Veränderung der maximalen Drehmomente der Flexoren- und Extensorenmuskulatur des Kniegelenkes nachgewiesen werden ( $p > 0,05$ ).

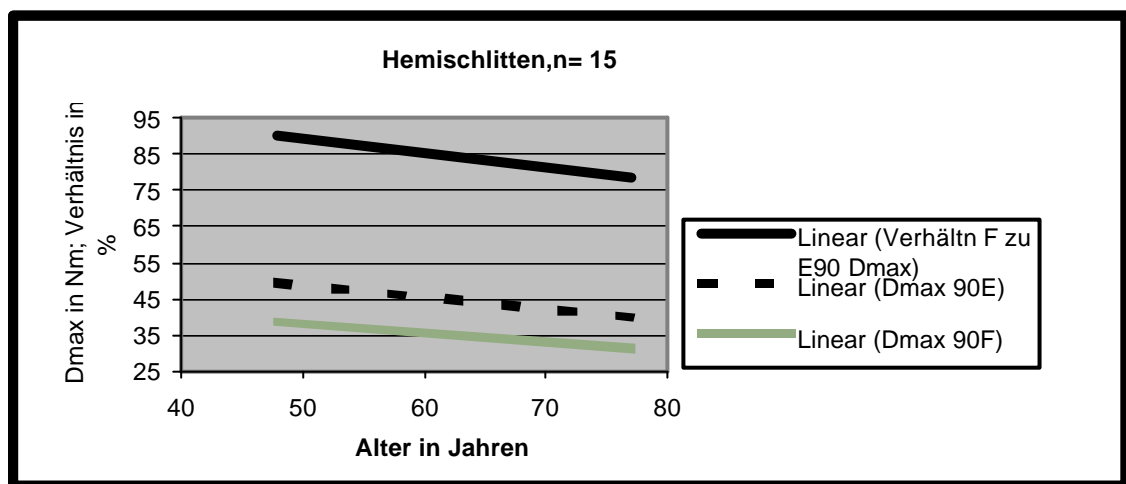


Abbildung 65: Drehmoment bei Hemischlitten in Abhängigkeit vom Alter 12 Monate postoperativ.

#### 5.3.2.2. Gewicht- maximales Drehmoment der Flexoren und Extensoren und deren Verhältnis

Mit zunehmendem Körpergewicht bestand eine signifikante Kraftzunahme der Flexoren- und Extensoren- Muskulatur des Kniegelenkes ( $p = 0,035$ ).

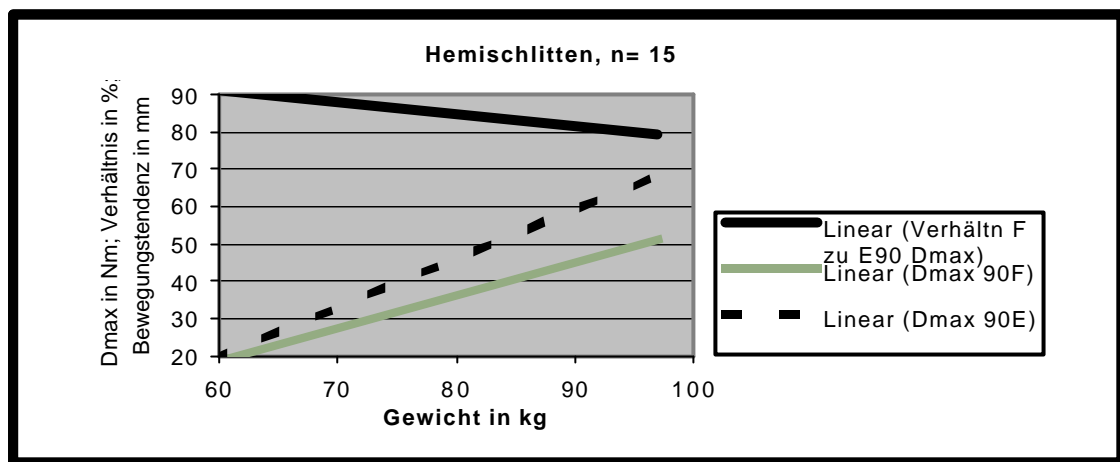


Abbildung 66: Drehmoment bei Hemischlitten in Abhängigkeit vom Gewicht 12 Monate postoperativ.

### 5.3.2.3. Valgus- Winkel- maximales Drehmoment der Flexoren und Extensoren und deren Verhältnis

Mit zunehmendem Valgus- Winkel des Kniegelenkes nach Prothesenimplantation postoperativ konnten keine signifikanten Veränderungen der Drehmomententwicklung der Flexoren und Extensoren nachgewiesen werden ( $p > 0,05$ ).

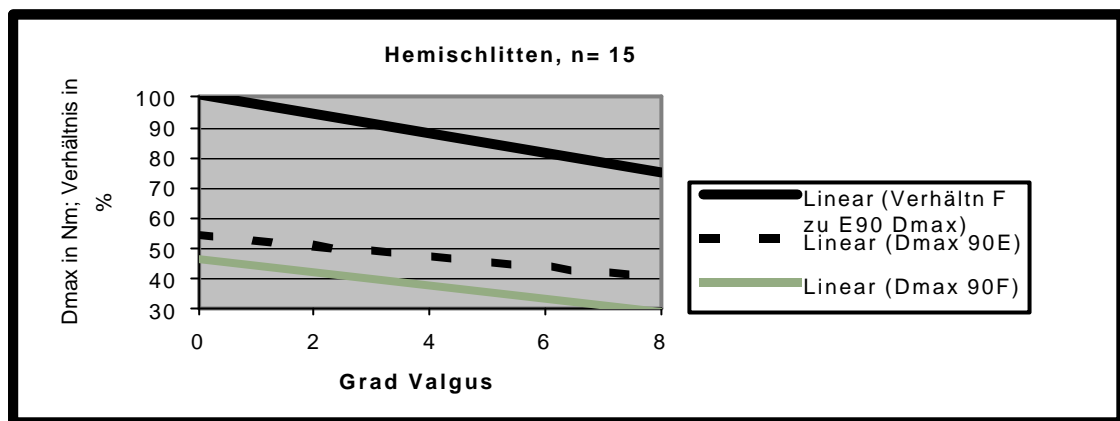
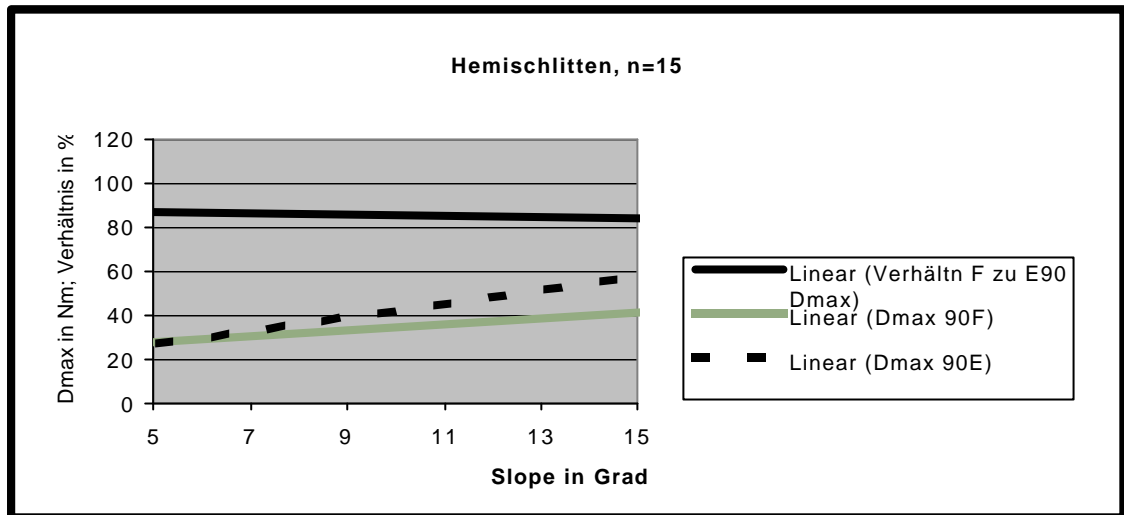


Abbildung 67: Drehmoment bei Hemischlitten in Abhängigkeit vom Valgus- Winkel der implantierten Hemischlittenprothese 12 Monate postoperativ.

#### 5.3.2.4. Tibial- Slope- maximales Drehmoment der Flexoren und Extensoren und deren Verhältnis

Zwischen dem Grad der Neigung des Tibia- Plateaus und der maximalen Kraftentwicklung der Flexoren und Extensoren- Muskulatur des Kniegelenkes nach endoprothetischem Ersatz konnte kein signifikanter Zusammenhang gefunden werden ( $p > 0,05$ ).



**Abbildung 68: Drehmoment bei Hemischlitten in Abhängigkeit vom Slope der implantierten Tibiakomponente 12 Monate postoperativ.**



### 5.3.3. Patienten vor vorderem Kreuzbandersatz- Drehmoment bei Flexion und Extension

#### 5.3.3.1. Alter- maximales Drehmoment der Flexoren und Extensoren und deren Verhältnis

Es konnte kein signifikanter Zusammenhang zwischen dem Alter der Patienten vor vorderer Kreuzbandplastik und der Kraftentwicklung der Flexoren- und Extensoren-Muskulatur des Kniegelenkes festgestellt werden ( $p < 0,05$ ).

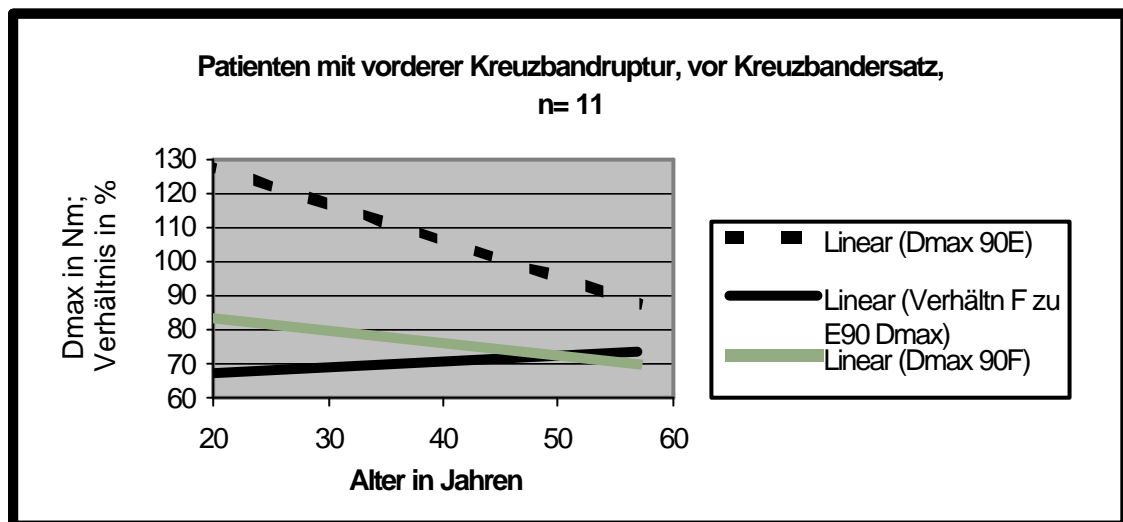
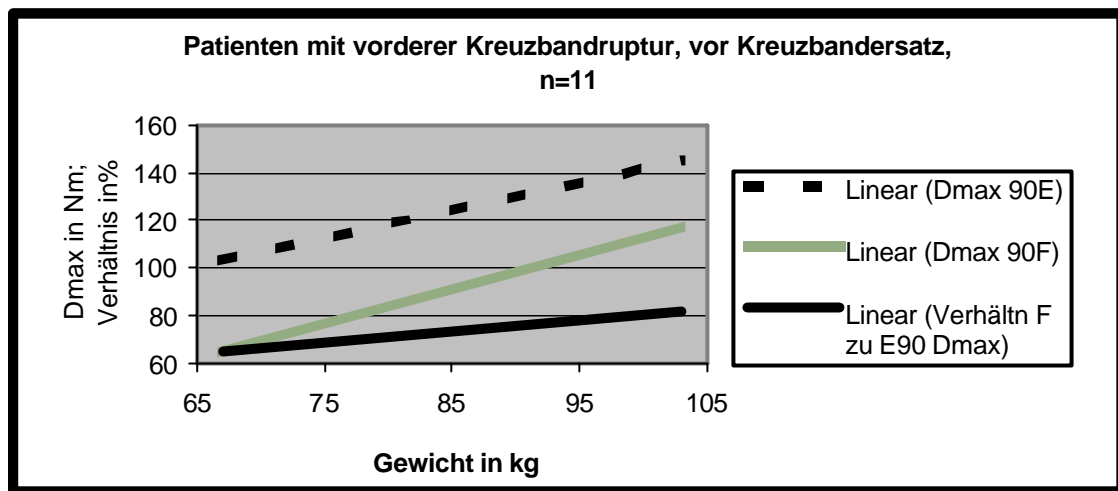


Abbildung 69: Drehmoment in Abhängigkeit vom Alter präoperativ nach vorderer Kreuzbandruptur.

#### 5.3.3.2. Gewicht- maximales Drehmoment der Flexoren und Extensoren und deren Verhältnis

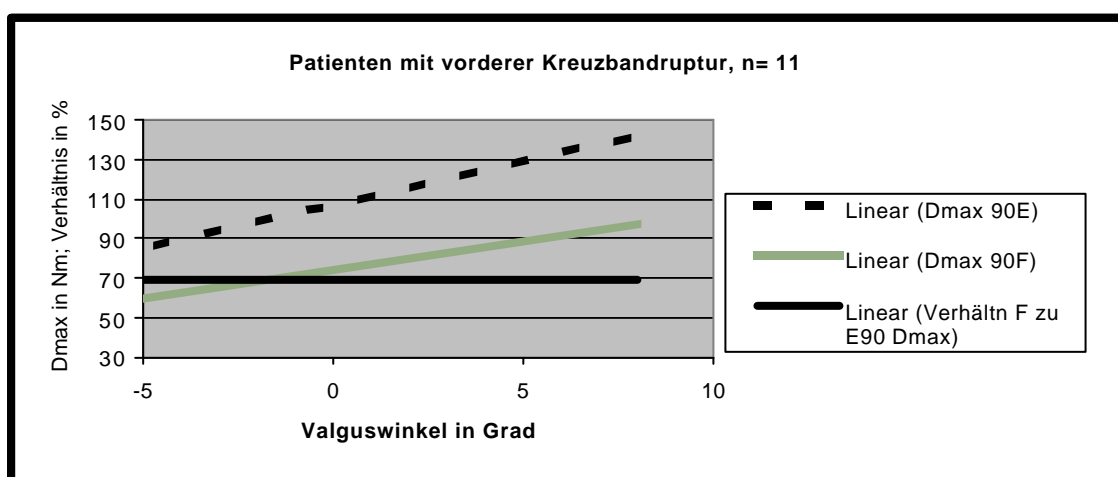
Es konnte kein Zusammenhang zwischen Körpergewicht und Kraftentwicklung der Flexoren und Extensoren-muskulatur des Kniegelenkes nach Kreuzbandruptur präoperativ festgestellt werden ( $p > 0,05$ ).



**Abbildung 70:** Drehmoment in Abhängigkeit vom Gewicht präoperativ bei Patienten mit vorderer Kreuzbandruptur.

### 5.3.3.3. Valgus- Winkel- maximales Drehmoment der Flexoren und Extensoren und deren Verhältnis

Zwischen Kraftentfaltung der Kniemuskulatur und präoperativem Valguswinkel konnte kein signifikanter Zusammenhang festgestellt werden ( $p > 0,05$ ).



**Abbildung 71:** Drehmoment in Abhängigkeit vom Valgus- Winkel präoperativ bei Patienten mit vorderer Kreuzbandruptur.

## 6. Diskussion

Das menschliche Kniegelenk ist das Ergebnis einer durch die Evolution geprägten Gelenkentwicklung. Das Resultat bildet ein in seinem Aufbau und in seiner Funktion optimiertes Bewegungssystem (46, 57). Trotz der vielfältigen individuellen Unterschiede läßt sich ein grundsätzliches Konstruktionsprinzip erkennen, daß im Engeren an das Vorhandensein eines intakten vorderen und hinteren Kreuzbandes, sowie im Weiteren an funktionsfähige Seitenbänder gebunden ist (48, 68, 103, 106). Der durch die Kreuzbänder geführte Bewegungsablauf des Kniegelenkes unterliegt dabei kinematischen Gesetzmäßigkeiten, die in einer gerichteten während der Kniebeugung nach dorsal gerichteten Roll- Gleitbewegung des Femurkondylus auf dem Tibiaplateau zum Ausdruck kommen. Damit werden zum Einen der ökonomische Krafteinsatz der knieführenden Muskulatur möglich sowie zum Anderen die auf das Kniegelenk einwirkenden Druck- und Scherkräfte minimiert.

Der Wunsch der Konstrukteure der LCS- Prothese mit beweglichen Meniskallagern und erhaltenem hinteren Kreuzband ist es, diesen physiologischen Bewegungsablauf nachzubilden, um damit den Prothesenverschleiß zu verringern und eine gute Kniegelenksbeweglichkeit unter physiologischem Muskeleinsatz zu gewährleisten.

Bisher gibt es leider nur wenig Erfahrungen über die Kniefunktion bei Oberflächenersatzprothesen mit beweglichen Lagern und erhaltenem hinteren Kreuzband in der klinischen Anwendung. Meist stützen sich die Erfahrungen auf Modellversuche an Leichen- Kniegelenken unter idealisierten Bedingungen, welche die Verhältnisse in vivo nur unzureichend widerspiegeln. Um den klinischen Nutzen beweglicher Meniskallager bei erhaltenem hinteren Kreuzband einzuschätzen, haben wir eine Patientenuntersuchung 12 Monate postoperativ durchgeführt. Die LCS- Prothese kam in ihren gebräuchlichsten Varianten, einmal mit anterior- posterior beweglichen Meniskallagern und erhaltenem hinteren Kreuzband, zum Anderen nach Resektion des hinteren Kreuzbandes mit anterior- posterior stabiler rotierender Plattform zur Anwendung. Messungen zur Entfaltung der Muskelkraft der Knieflexoren- und Extensoren wurden mit dem Cybex- Trainingssystem unter definierten Bedingungen durchgeführt.

## **6.1. Klinische Untersuchung**

### **6.1.1. LCS- Bewegungsumfang**

Die Nachuntersuchung der implantierten Meniskal- und Plateaulagerprothesen nach 12 Monaten zeigte keinen signifikant größeren Bewegungsumfang für bewegliche Meniskallager. Gleichfalls konnte kein signifikanter Vorteil einer nach dorsal gerichteten Roll- Gleitbewegung auf den Bewegungsumfang festgestellt werden ( $p > 0,05$ ; Abb.19 und 20).

In der Vergleichsgruppe der Hemischlittenprothesen konnte ebenfalls kein signifikanter Vorteil eines physiologischen „Roll- back“ auf den Bewegungsumfang gesehen werden ( $p > 0,05$ ; Abb.29).

Ein signifikanter Unterschied bestand aber hinsichtlich der Größe des Bewegungsumfanges ( $p < 0,05$ ) von Hemischlittenprothesen. Im Vergleich zur LCS-Prothese wurden hier deutlich höhere Bewegungsumfänge realisiert.

Tendenziell bestanden bei allen drei Design- Varianten aber größere Bewegungsumfänge bei Neutralstellung oder Dorsaltranslation der Femurkomponente im Intervall 40-90 Grad.

Es wurde deutlich, daß eine „gerichtete Zwangsführung“ durch intakte Kreuzbänder und nahezu physiologisch gespannte Seitenbänder bei erhaltener Gelenklinie eine entscheidende Voraussetzung für eine gute Kniegelenksbeweglichkeit bilden. Bereits der Verlust des vorderen Kreuzbandes und ein umfangreiches Weichteilrelease bedeuten einen Verlust an Beweglichkeit. Der Erhalt allein des hinteren Kreuzbandes ist kein Garant für eine gute Gelenkbeweglichkeit. Auch ohne Erhalt des hinteren Kreuzbandes kann mit der Plateaulager- Variante ein vergleichbar gutes Ergebnis erzielt werden.

Diese Feststellungen gehen konform mit der Literatur (100, 95, 94, 101, 14).

### **6.1.2. LCS- Schmerzen**

Ein signifikanter Zusammenhang zwischen aufgetretenen belastungsabhängigen Knieschmerzen und dem Roll- Gleitverhalten der Femurkomponente konnte sowohl bei Meniskallagern, als auch bei der rotierenden Plattform nach 12 Monaten nicht gesichert

werden. Auch in der Vergleichsgruppe der Hemischlittenprothesen bestand keine Signifikanz ( $p > 0,05$ ; Abb.21,22 und 30).

Tendenziell wurden in der Hemischlittengruppe bei Dorsaltranslation weniger belastungsabhängige Schmerzen beobachtet.

Scheinbar liegt die Ursache postoperativer belastungsabhängiger Schmerzen nach 12 Monaten nicht in einer gestörten Kinematik. Vermutlich ist die knieführende Muskulatur zu diesem Zeitpunkt in der Lage, eine gute aktive Stabilisation unter erhöhtem Kraftaufwand sicherzustellen. Weiter wurde deutlich, daß bei intakten Kreuzbändern und im Wesentlichen unbeeinträchtigter Kniebinnenstruktur ein physiologischer Roll- Gleitvorgang eine schmerzfreie Kniebelastung begünstigt.

Bert und Mitarbeiter beschrieben insbesondere bei Meniskallagerprothesen einen höheren Anteil an instabilitätsbedingten Schmerzen im Vergleich zu Plateaulagerprothesen (11). Sorells und Mitarbeiter (92) konnten durch fluoroskopische Untersuchungen eine vermehrte Instabilität bei Meniskallagern mit Häufung belastungsabhängiger Schmerzen nachweisen. Im Tiermodell konnte anhand atypischer Rezeptorentladungen bei vorderem Kreuzbandverlust eine erniedrigte Schmerzschwelle unter Belastung bestimmt werden (21, 7).

### **6.1.3. LCS- Knie- Score**

Entsprechend dem Score der Knee- Society konnte 12 Monate postoperativ eine signifikant höhere Punktzahl für Plateaulagerprothesen und Dorsaltranslation der Femurkomponente festgestellt werden ( $p = 0,03$ ; Abb. 24 und 25). Für Meniskallagerprothesen bestand ein solcher Zusammenhang nicht ( $p > 0,05$ ; Abb.24). In der Vergleichsgruppe der Hemischlittenprothesen, obwohl nicht signifikant ( $p > 0,05$ ; Abb.28) bestand eine deutliche Tendenz zur abgestimmten freien Beweglichkeit und Stabilisierung des Gelenkes bei Dorsaltranslation.

Im Vergleich Meniskallager zu rotierender Plattform konnten keine Wesentlichen Vorteile in der Anwendung von anterior- posterior beweglichen Lagern gefunden werden ( $p > 0,05$ ; Abb.24).

Hinsichtlich Gehstrecke, Treppensteigen, Schmerzen, Beweglichkeit, anterior-posteriorer und seitlicher Stabilität bestanden nach 12 Monaten keine Unterschiede.

Ein höherer Score- Wert bei Dorsaltranslation der Femurkomponente, hervorgerufen durch ein teilweise erhalten gebliebenes hinteres Kreuzband, bei Plateaulagern im Vergleich zum Ventral- Schub oder Neutralstellung unterstützt die Auffassung bzw. Forderung nach einer zusätzlichen dorsalen Führung und Stabilisation der Prothese.

So berichteten Kim und Mitarbeiter über bessere Funktionen und Stabilität bei posterior stabilisierten Prothesen (54).

Bei Erhebung eines Gesamtscore- Wertes (Abb.27), der sowohl die Stabilitätskriterien, als auch die Ausdauerleistung in sich vereint, hatten Patienten mit Plateaulagerprothesen tendenziell eine höhere Punktzahl.

Zurückzuführen war dieser Umstand vor allem auf die höhere Stabilität und geringere belastungsabhängige Schmerzen bei der Plateaulagerprothese, die sich in höheren Score- Werten für die „Allgemeine Kniefunktion“ niederschlägt (Abb.26).

Ähnliche Verläufe sind auch aus der Literatur bekannt, in denen die rotierende Plattform ähnlich gute und sogar bessere klinische Ergebnisse auf Dauer erzielt (65, 61, 52, 55)

Auch hier wurde deutlich, daß das alleinige Vorhandensein des hinteren Kreuzbandes keinen verlässlichen Vorteil für eine bessere Kniefunktion bietet.

## **6.2. Röntgenbefunde**

### **6.2.1. LCS- Translation der Femurkomponente**

Mit zunehmender Knieflexion, untersucht im Intervall 40- 90 Grad, trat überwiegend eine paradoxe ventrale Translation der Femurkondylen auf dem Tibiaplateau sowohl bei Prothesen mit beweglichen Meniskallagern, als auch bei der rotierenden Plattform auf ( $p < 0,05$ ; Abb. 31, 32).

Dabei bewegten sich 60% der Meniskallager mit einem durchschnittlichen Gleitweg der Femurkomponenten von 4,4 mm auf dem Tibiaplateau nach vorn und 35% mit einem durchschnittlichen Gleitweg von 4,6 mm nach hinten.

Bei den Plateaulagern bewegten sich 63% nach vorn mit einem Gleitweg von 2,8 mm und 26% nach hinten mit einem Gleitweg von 4,2 mm (Tab.5).

Der absolute Gleitweg betrug meniskal 9 mm und plateau 7 mm.

Damit wurde auch bei Plateaulagern nach 12 Monaten eine gewisse Bandinstabilität in Kniebeugung deutlich, zum Anderen aus der Differenz der absoluten Gleitwege indirekt auch das Gleiten der Meniskallager auf dem Tibiaplateau bestätigt.

In der Vergleichsgruppe der Hemischlittenprothesen fand überwiegend eine Dorsaltranslation zu 77% statt ( $p < 0,05$ ).

Der Gleitweg nach ventral betrug 4,3 mm, nach dorsal 4,9 mm (Abb.44; Tab.6).

Patienten nach vorderer Kreuzbandruptur wiesen zu 46% eine physiologische Dorsalverschiebung bei Kniebeugung nach mit durchschnittlichem Gleitweg von 2,5 mm sowohl nach vorn, als auch nach hinten ( $p > 0,05$ ; Abb.50; Tabelle7).

Auch hier wurde deutlich, daß nach Verlust der Funktion des vorderen Kreuzbandes in einem Großteil der Fälle nicht mehr mit einem normalen Roll- Gleitverhalten gerechnet werden kann. Veränderungen der Seitenband- und hinteren Kreuzband- Spannung, der Gelenklinie, Verlust der natürlichen Menisken führen zusätzlich zu einer weiteren Desintegration des Roll- Gleitvorganges. Dabei sind die feinstrukturellen Veränderungen des hinteren Kreuzbandes durch den fortgeschrittenen Arthroseprozeß noch unberücksichtigt.

Douglas und Mitarbeiter berichtete von durchschnittlichen Gesamtgleitwegen von 7- 12 mm bei Meniskallagerprothesen zwischen 0 und 90 Grad (25).

Angaben über prozentuale Häufungen von atypischem Roll- Gleitverhalten konnten in der Literatur nicht gefunden werden.

Matsuda und Kim berichtete über deutliche Unterschiede des Roll- Gleitverhaltens in vitro und vivo. Während in vitro ein konstantes Roll- back auftrat, wie auch von Schleckow bestätigt, bestanden in vivo zum Teil erhebliche Abweichungen mit paradoxer Kinematik bei zunehmenden Flexionswinkeln (45,54, 84).

Schroeder erwähnte in einem Übersichtsartikel ein nur in geringem Maße stattfindendes femorales rollback bei der Kniebeugung auch bei gesundem Kniegelenk (85).

### **6.2.2. LCS- Alter- Femurtranslation**

Mit zunehmendem Alter konnte keine signifikante Veränderung des Roll- Gleitverhaltens im Sinne einer vermehrten Ventraltranslation der Femurkomponenten bei Meniskallagern und der rotierenden Plattform bei Knieflexion innerhalb der jeweiligen Gruppe nachgewiesen werden ( $p > 0,05$ ; Abb.33, 34).

Ein Vergleich zwischen den Gruppen wies aber einen signifikanten Unterschied derart aus, daß mit zunehmendem Alter die Patienten mit beweglichen Meniskallagern eher ein Gleiten der Femurkomponente nach ventral verzeichnen.

Entsprechende Bezüge lassen sich auch in der Literatur finden. So beschrieben Kebabian, Lewandowski und Schleckow (61, 84) eine mit dem Alter zunehmende Instabilität bei Verwendung von Meniskallagern.

In der Hemischlittengruppe konnte ebenfalls mit zunehmendem Alter eine Abnahme des absoluten Betrages der Dorsaltranslation der Femurkomponenten nachgewiesen werden ( $p > 0,05$ ; Abb.45).

Nach vorderer Kreuzbandruptur bestand mit zunehmendem Alter die Tendenz einer Zunahme der Dorsaltranslation ( $p > 0,05$ ; Abb.51).

### **6.2.3. LCS- Körpergewicht- Femurtranslation**

Das Körpergewicht hatte insofern Einfluß, als daß eine Zunahme desselben, eine ventrale Femurkomponententranslation bei zunehmendem Flexionswinkel im Intervall 40- 90 Grad sowohl bei beweglichen Meniskallagern, als auch bei der rotierenden Plattform signifikant begünstigte ( $p < 0,05$ ; Abb. 35, 36). In der Literatur wurde über eine höhere Rate an Lockerungen der Tibiakomponenten und Lagerversagen mit



zunehmendem Körpergewicht berichtet (83, 104). Aus biomechanischer Sicht muß die Quadrizepsmuskulatur eine höhere Aktivität gegen die Schwerkraft verrichten, dabei entstehen größere Scherkräfte bei der Kniebeugung, die das hintere Kreuzband und die Seitenbänder zusätzlich kompromittieren und auf Zug beanspruchen, zum Anderen verursacht die höhere Anforderung an die muskuläre Stabilisierung des Kniegelenkes eine vorzeitige Muskelermüdung mit sekundärer Instabilitätszunahme (25, 55).

Bei Hemischlitten konnte kein signifikanter Zusammenhang zwischen Körpergewicht und Roll- Gleitverhalten nachgewiesen werden, vermutlich ist das Kompensationsvermögen bei intakten Kreuzbändern ausreichend ( $p > 0,05$ ; Abb.46).

In der Patientengruppe mit vorderer Kreuzbandruptur, vor geplantem Ersatz, bestand die Tendenz eines zunehmenden Dorsalgleitens der Femurkondylen mit Zunahme des Körpergewichtes. Hier war eine gute Funktion des hinteren Kreuzbandes bei erhaltener Gelenklinie und regelrechter Seitenbandspannung als ursächlich anzusehen ( $p > 0,05$ ; Abb.52).

#### **6.2.4. LCS- Valgus- Winkel- Femurtranslation**

Der Betrag des postoperativen Valgus- Winkels hatte keinen signifikanten Einfluß auf das Roll- Gleitverhalten von Meniskallagerprothesen und Plateaulagerprothesen ( $p > 0,05$ ; Abb.39,40).

Auch in der Hemischlitten- und Kreuzbandgruppe konnte keine Signifikanz festgestellt werden ( $p > 0,05$ ; Abb.47, 53).

Auffällig war, daß zwischen 0 und 10 Grad Valgus- Winkel bei komplettem Oberflächenersatz, als auch in der Hemischlittengruppe eine Häufung an physiologischer Dorsaltranslation im Intervall 40- 90 Grad Flexion auftrat.

In der Kreuzbandgruppe nahm die Ventral- Translation tendenziell mit abnehmendem Valgus zu.

Deutlich wurde, daß eine Abweichung von der allgemein physiologischen Streubreite auch die Gefahr einer atypischen Kinematik begünstigt.

Kim und Mitarbeiter konnten ebenfalls keinen signifikanten Einfluß des Valgus- Prothesenwinkels auf die Prothesenfunktion ableiten (54).

---

### **6.2.5. LCS- dorsale Neigung des Tibiaplateau-Femurtranslation**

Die antero- posteriore Neigung des Tibiaplateaus (Slope) beeinflusste das Translationsverhalten der Femurkomponente nicht signifikant ( $p > 0,05$ ; Abb.41, 42).

In der Hemischlittengruppe bestand ebenfalls kein wesentlicher Zusammenhang ( $p > 0,05$ ; Abb.43).

Allerdings beobachtete man eine Häufung der Dorsaltranslation zwischen 5 und 10 Grad Slope bei Meniskallager und Hemischlittenprothesen (Abb.43, 49).

Plateaulager waren wahrscheinlich aufgrund der größeren anterior- posterioren Stabilität weniger von Veränderungen der dorsalen Inklination betroffen (Abb.42).

Einen wesentlichen Aspekt scheint die Lockerung des hinteren Kreuzbandes bei zu großer dorsaler Neigung mit Verletzung des hinteren Ansatzes zu haben. Damit wird eine zusätzliche Instabilität begünstigt, die zu einer pathologischen Kinematik führen kann. Bei horizontaler Schnittebene des Tibiaplateaus resultiert dagegen eine relative Enge der dorsalen Gelenkkapsel, die ebenfalls das Dorsalgleiten bei Beugung behindern kann.

Singermann und Mitarbeiter machten die Beobachtung, daß sich mit zunehmendem Slope am Kadaver- Modell die Spannung des hinteren Kreuzbandes reduziert mit den Folgen einer atypischen Translation der Femurkomponente nach vorn bei Knieflexion und erhöhter Kraftanforderung an die Quadrizepsmuskulatur (90). Migaud und Mitarbeiter charakterisierten den posterioren Slope als Hauptfaktor für die Ventraltranslation der Tibiakonsole, auch bei vorhandenem vorderen Kreuzband (69). Sie wiesen darauf hin, daß eine unkritische Zunahme des Slope- Winkels keine protektive Funktion hat, sondern mit großer Wahrscheinlichkeit zu einem vorzeitigen Polyethylenverschleiß führt. Jiang und Mitarbeiter unterstrichen die individuell unterschiedliche Neigung des Tibiaplateaus und demzufolge die Notwendigkeit der intraoperativen Orientierung an dieser Vorgabe, ohne jedoch näher auf die Auswirkungen eines zu großen Slope- Winkels einzugehen (47).

Auch die Untersuchung der Hemischlitten, obwohl nicht signifikant, zeigten eine Abnahme des Roll- back bei zunehmender Dorsalneigung des Tibiaplateau (Abb.48).

## **6.3. Cybex**

### **6.3.1. LCS- Femurtranslation- Drehmoment der Extensoren- und Flexoren**

Zwischen der Richtung des Roll- Gleitverhaltens während der Knieflexion im Intervall 40- 90 Grad und der Kraftentwicklung der Extensoren-/ Flexorenmuskulatur konnte 12 Monate postoperativ kein signifikanter Zusammenhang gesichert werden ( $p > 0,05$ ; Abb.62, 63).

Bei Translation nach vorn war ein gering größeres Verhältnis (Quotient- Flexoren / Extensoren) für Meniskal- und Plateaulagerprothesen, als Ausdruck einer diskreten Schwäche der Knie- Extensoren festzustellen ( $p > 0,05$ ).

Hinsichtlich der Absolut- Werte gab es im Vergleich zwischen beiden Design-Varianten keine Unterschiede.

Plateaulagerprothesen garantieren damit eine vergleichbar gute Kniefunktion.

Auch in der Literatur wurde die Funktion der rotierenden Plattform als gleichwertig eingeschätzt (26, 70, 58,52, 39, 43).

### **6.3.2. LCS- Alter- Drehmoment der Extensoren und Flexoren**

Das Patientenalter hatte keinen signifikanten Einfluß auf die Kraftentfaltung der Extensoren und Knieflexoren sowie deren prozentuales Verhältnis bei Meniskal- und Plateaulagerprothesen 12 Monate postoperativ ( $p > 0,05$ ; Abb. 54, 55).

Es bestand generell die Tendenz einer abnehmenden Muskelkraft im höheren Alter, auch in der Vergleichsgruppe der Hemischlittenprothesen und bei Patienten nach vorderer Kreuzbandruptur. Die absoluten Beträge der maximalen Kraftentfaltung waren bei LCS- und Hemischlittenprothesen annähernd gleich, nach vorderer Kreuzbandruptur deutlich größer.

Im ersten Jahr postoperativ lassen sich in Bezug auf die Kraftentwicklung kaum Vorteile eines bestimmten Prothesendesign erkennen. Plateaulager ermöglichen eine gute muskuläre Funktion.

Lewandowski und Mitarbeiter (61) beschrieben bei insuffizientem hinteren Kreuzband oder Verlust eine zunehmende Quadrizepsschwäche bei aktiver Stabilisierung des Kniegelenkes, als Folge der „Überbelastung“. Über ähnliche Ergebnisse berichteten auch Andriacchi und Mitarbeiter (3).

### **6.3.3. LCS- Gewicht- Drehmoment der Extensoren- und Flexoren**

Mit zunehmendem Körpergewicht der Patienten bei Prothesenimplantation war eine signifikante Erhöhung der maximalen Drehmomente der Extensoren- und Flexorenmuskulatur 12 Monate postoperativ bei Meniskallager- und Plateaulagerprothesen verbunden ( $p < 0,05$ ; Abb. 56, 57).

Gleichfalls wurden in den Kontrollgruppen der Hemischlittenprothesen und nach vorderer Kreuzbandruptur zunehmende Drehmoment- Maxima beobachtet. Signifikanz wurde in der Hemischlittengruppe erreicht ( $p < 0,05$ ; Abb. 65, 69). Eine Zunahme des Körpergewichtes bedeutete für den Patienten, um aufrecht stehen und gehen zu können, eine erhöhte muskuläre Stabilisierungsleistung der knieführenden Muskulatur und damit auch eine höhere Last- und Krafteinleitung auf die Prothesenkomponenten während der Kniebewegung. Auffällig waren größere Maximalwerte bei Meniskallagerprothesen bei vergleichbarem Körpergewicht. Eine mögliche Erklärung für diesen Unterschied, der allerdings nicht signifikant war ( $p > 0,05$ ), könnte eine durch die anterior- posteriore Beweglichkeit der Meniskallager verursachte erhöhte muskuläre Servoleistung im Gegensatz zu Plateaulagerprothesen geben. Entsprechende vergleichende Untersuchungen wurden in der Literatur nicht gefunden.

Es besteht jedoch die allgemeine Annahme, daß durch die auf Dauer höhere muskuläre Servoleistung mit der Zeit dieser wichtige Kompensationsmechanismus erschöpft wird und eine zunehmende Instabilität infolge der zunehmenden Überdehnung der Seitenbänder und des hinteren Kreuzbandes eintritt (70, 55, 52,10).

### **6.3.4. LCS- Valgus- Winkel- Drehmoment der Extensoren- und Flexoren**

Mit zunehmendem Valgus- Winkel der implantierten Meniskallagerprothesen nahm das maximale Drehmoment der Extensoren- und Flexorenmuskulatur 12 Monate postoperativ signifikant ab ( $p < 0,05$ ; Abb.58).

Ein entsprechender Zusammenhang konnte bei Plateaulagerprothesen nicht gesehen werden ( $p > 0,05$ ; Abb. 59). In der Vergleichsgruppe der Hemischlittenprothesen und nach vorderer Kreuzbandruptur konnten ebenfalls keine Signifikanzen beobachtet werden ( $p > 0,05$ ; Abb. 66, 70).

Ein im physiologischen Schwankungsbereich liegender Valgus- Winkel schien, insbesondere bei fehlendem vorderen Kreuzband nach Prothesenimplantation einen ökonomischen Muskeleinsatz, erkennbar an niedrigen Drehmomenten, zu begünstigen.

Auch in der Hemischlittengruppe wurde bei physiologischem Valgus- Winkel ein niedrigeres Drehmoment benötigt.

Der Valgus- Winkel schien auch die Funktion des hinteren Kreuzbandes direkt zu beeinflussen, da bei vergleichbaren Winkelwerten in der Plateau- Gruppe keine Veränderungen der Drehmomente auftraten.

Eine Erklärung für dieses Phänomen könnte die Optimierung der Bewegungsabläufe bei physiologischen Achsenverhältnissen darstellen, auf die Prothesensysteme mit hinterem Kreuzband und partiell erhaltener Propriozeption empfindlicher reagieren könnten (14, 15, 34, , 36, 38).

### **6.3.5. LCS- Slope- Drehmoment- Extensoren- Flexoren**

Ein signifikanter Zusammenhang zwischen der Neigung des Tibiaplateaus in der Sagittalebene und der Kraftentfaltung der Extensoren- und Flexorenmuskulatur des Kniegelenkes bestand nicht ( $p > 0,05$ ; Abb. 60, 61).

Es wurde deutlich, insbesondere bei Betrachtung der Hemischlittengruppe, daß auch hier eine Abweichung von der physiologischen Schwankungsbreite mit einer stärkeren Muskelaktivität zur Stabilisierung kompensiert werden muß.

Eine große dorsale Neigung des Tibiaplateaus brachte keinen Vorteil für eine gute Muskelfunktion.

Auch in der Literatur wurden von den physiologischen, individuellen Verhältnissen vor der Operation deutlich abweichende postoperative Neigungswinkel eher kritisch in Bezug auf eine gute Kniefunktion gewertet (9, 12, 17).

## 7. Zusammenfassung

Nach Implantation von Meniskallagern konnte kein wesentlicher Vorteil hinsichtlich des Bewegungsumfanges ein Jahr postoperativ gegenüber der rotierenden Plattform gefunden werden.

Generell bestand die Tendenz bei beiden Lagertypen zu größeren Bewegungsumfängen bei Neutralstellung und bei dorsal gerichteter Roll- Gleitbewegung der Femurkomponente bei zunehmender Flexion.

Bei intaktem vorderen und hinterem Kreuzband waren signifikant größere Bewegungsumfänge möglich, wie der Vergleich zur Hemischlittengruppe zeigt.

Belastungsabhängige Schmerzen waren nicht signifikant häufiger mit einem paradoxen Roll- Gleitverhalten verbunden, sondern traten gleichermaßen bei physiologischer Dorsaltranslation der Femurkomponenten bei Verwendung von Meniskallagern und rotierender Plattform auf. Bei Erhalt des vorderen Kreuzbandes in der Hemischlittengruppe und Dorsaltranslation der Femurkomponente war tendenziell eine Schmerzreduktion nachweisbar.

Hinsichtlich der klinischen Akzeptanz, betreffend Gehstrecke, Treppensteigen, und Stabilität hatten Meniskallager keinen Vorteil gegenüber der rotierenden Plattform.

Im Trend erreichten Plateaulagerprothesen sogar eine höhere Gesamtpunktzahl 12 Monate postoperativ.

Im beobachteten Flexionsintervall zwischen 40 und 90 Grad war signifikant eine überwiegende Ventraltranslation der Femurkomponente in der Meniskal- und Plateaulagergruppe nachweisbar. 60% der Meniskallager bewegten sich mit einem durchschnittlichen Gleitweg der Femurkomponente von 4,4 mm nach vorn und nur 35% mit einem durchschnittlichen Gleitweg von 4,6 mm nach hinten. Bei Einsatz der rotierenden Plattform war in 63% eine Ventraltranslation und in 26% der Fälle eine dorsale Roll- Gleitbewegung des Femur nachweisbar, die Gleitwege nach vorn betrugen jeweils 2,8 mm nach vorn und 4,2 mm nach hinten.

Der absolute Gleitweg lag meniskal bei 9mm und plateau bei 7 mm.

In der Hemischlittengruppe fand dagegen überwiegend mit 77% eine Dorsaltranslation der Femurkomponente statt. Der Gleitweg nach ventral betrug 4,3 mm, nach dorsal 4,9 mm. Nur 13% der Femurkomponenten bewegte sich nach vorn.

Patienten nach vorderer Kreuzbandruptur hatten zu 46% eine physiologische Translation des Femurkondylus nach dorsal mit durchschnittlichem Gleitweg von 2,0 mm nach ventral und dorsal. 27% der Femurkondylen bewegten sich nach vorn.

Zwischen der Richtung des Roll- Gleitverhaltens während der Knieflexion im Intervall 40- 90 Grad und der Kraftentwicklung der Extensoren-/ Flexorenmuskulatur des Kniegelenkes bei Meniskal- und Plateaulagerprothesen konnte 12 Monate postoperativ kein signifikanter Zusammenhang gesichert werden.

Bei Translation nach vorn war ein gering größeres prozentuales Verhältnis (Quotient Flexoren / Extensoren) für Meniskal- und Plateaulagerprothesen, als Ausdruck einer diskreten Schwäche der Knie- Extensoren festzustellen.

Hinsichtlich der Absolut- Werte gab es im Vergleich zwischen beiden Design- Varianten keine Unterschiede.

Mit zunehmendem Lebensalter konnte signifikant häufiger eine paradoxe Femurtranslation in der Meniskallagergruppe gegenüber der Plateaulagergruppe nachgewiesen werden.

Ebenfalls trat tendenziell eine Abnahme des absoluten Betrages der Dorsaltranslation in der Hemischlittengruppe auf.

Die Kraftentfaltung der Extensoren- und Knieflexoren- Muskulatur wurde vom Lebensalter bei Implantation der Meniskal- und Plateaulagerprothesen nicht signifikant beeinflusst. Die erreichten absoluten Beträge des Drehmoments unterschieden sich in beiden Gruppen kaum. Lediglich in der Kreuzbandgruppe waren die absoluten Beträge der Kraftentfaltung größer.

Tendenziell hat jedoch die Muskelkraft mit zunehmendem Alter, auch in der Hemischlitten- und Kreuzbandgruppe, abgenommen.

Mit zunehmendem Körpergewicht wurde signifikant eine paradoxe Femurtranslation bei Flexion des Kniegelenkes begünstigt. Diese Feststellung galt sowohl für Meniskal- als auch für Plateaulager.

In der Hemischlittengruppe bestand dieser Zusammenhang nicht.

In der Kreuzbandgruppe konnte sogar die Tendenz einer vermehrten Dorsaltranslation des Femurkondylus bei zunehmender Gewichtsbelastung beobachtet werden.

Signifikant waren auch die Veränderungen der maximalen Drehmomente an das zunehmende Körpergewicht der Patienten bei komplettem Oberflächenersatz und monokondylärem Hemischlitten geknüpft. So waren hier deutlich größere Drehmomente nachweisbar.

Der Betrag des Valgus- Winkels der implantierten Prothese hatte postoperativ keinen wesentlichen Einfluß auf das Roll- Gleitverhalten von Meniskal- und Plateaulagerprothesen.

Auch in der Hemischlittengruppe konnte keine Signifikanz festgestellt werden.

Auffällig war jedoch eine zwischen 0 und 10 Grad Valgus gehäuft auftretende Dorsaltranslation sowohl bei komplettem Oberflächenersatz als auch bei monokondylärem Hemischlitten.

Das maximale Drehmoment der Extensoren- und Flexorenmuskulatur nahm ebenfalls unter Verwendung von Meniskallagerprothesen und zunehmendem Valgus- Winkel in diesem Intervall signifikant ab.

Ein entsprechender Zusammenhang konnte bei Verwendung von Plateaulagerprothesen und Hemischlittenprothesen nicht beobachtet werden.

Die antero- posteriore Neigung des Tibiaplateaus (Slope) beeinflusste das Translationsverhalten der Femurkomponenten sowohl bei komplettem Oberflächenersatz als auch bei monokondylärem Schlitten nicht signifikant.

Beobachten ließ sich allerdings eine Häufung an physiologischer Dorsaltranslation zwischen 5 und 10 Grad Slope bei Meniskallager und Hemischlittenprothesen.

Plateaulager wurden nicht von einer Veränderung der dorsalen Inklination betroffen.

Eine signifikante Auswirkung des Slope auf die muskuläre Funktion der Flexoren und Extensoren ließ sich gleichfalls nicht nachweisen.

Es wurde aber insbesondere durch die Betrachtung der Hemischlittengruppe deutlich, daß auch hier eine Abweichung über 10 Grad Slope mit einer stärkeren Muskelaktivität kompensiert werden muß.



## 8. Schlußfolgerung

Der Operateur ist in zunehmendem Maße bestrebt, bei der Implantation einer Knie-Endoprothese neben sparsamer Knochenresektion auch die umgebenden Weichteile zu erhalten mit dem Anliegen, damit annähernd eine dem natürlichen Knie vergleichbare Kinematik zu erhalten, die dem Patienten eine gute Kniefunktion ermöglichen soll.

Dementsprechend wurden Knieendoprothesenmodelle, unter anderem auch die LCS-Prothese mit beweglichen Meniskallagern unter Erhalt des hinteren Kreuzbandes entwickelt, um diesen Forderungen Rechnung zu tragen.

Die Haupterfahrungen dieses neuen Konzeptes wurden bisher in überwiegendem Maß aus in vitro- Versuchen gewonnen. Die breite klinische Anwendung brachte eine Reihe von Problemen mit sich, welche die Indikation dieses Prothesen- Designs aus unserer Sicht deutlich einschränken.

Meniskallagerprothesen sollten im höheren Lebensalter aufgrund der abnehmenden Muskelkraft mit Zurückhaltung bei muskelschwachen und übergewichtigen Patienten eingesetzt werden. In diesen Fällen sollte der rotierenden Plattform der Vorzug gegeben werden.

Entscheidet man sich für bewegliche Meniskallager unter Erhalt des hinteren Kreuzbandes, hat die Implantationsgeometrie einen höheren Stellenwert im Vergleich zur rotierenden Plattform. So reagieren Meniskallager empfindlicher auf Veränderungen der dorsalen Neigung des Tibia- Plateaus und den postoperativen Valgus- Winkel. Wir fanden eine dorsale Neigung des Tibiaplateaus zwischen 5 und 10 Grad sowie einen Valgus- Winkel der implantierten Prothese zwischen 0 und 10 Grad als günstige Voraussetzung für ein physiologisches Roll- back und einen ökonomischen Muskeleinsatz zur Kniestabilisation. Die Anwendung von Meniskallagern 12 Monate postoperativ hatte lediglich einen geringen Vorteil hinsichtlich des Bewegungsumfanges gegenüber der rotierenden Plattform in unserer Untersuchung.

Trotz adäquater Operationstechnik beobachteten wir in 60% bei Meniskallagerprothesen eine paradoxe Ventraltranslation der Femurkomponente und nur in 35% das angestrebte Roll- back.

Auch unter Verwendung der rotierenden Plattform wiesen wir zu 63% eine gestörte Kinematik und zu 26% ein Dorsalgleiten der Femurkomponente bei zunehmender Kniebeugung nach.

Diese Gleitbewegung bei anterior- posterior stabilen Lagern zeugt von einer sekundären ligamentären Instabilität bereits nach 12 Monaten. Allerdings hatte diese Instabilität keine Auswirkungen auf das klinische Befinden der Patienten, die im Vergleich zur Meniskallagerprothese sogar höhere Gesamt- Score Werte aufwiesen.

Die paradoxe Ventraltranslation der Femurkomponenten der überwiegenden Anzahl der Meniskallagerprothesen hat ihre vordergründige Ursache in einem zwar vorhandenem, aber funktionell insuffizientem hinteren Kreuzband. Die Insuffizienz besteht dabei entweder schon primär bei makroskopisch noch unauffälligem Erscheinungsbild oder wird in relativ kurzer Zeit postoperativ durch eine unphysiologisch hohe Beanspruchung bei fehlendem vorderen Kreuzband erworben. Indirekte Anzeichen waren in unserer Untersuchung die bereits erwähnte ligamentäre Instabilität bei anterior- posterior stabilen Plateaulagern und der erhöhte muskuläre Aufwand zur Stabilisation gegen die Schwerkraft bei Meniskallagerprothesen im Vergleich zur rotierenden Plattform. In der Hemischlitten- Vergleichsgruppe wurde die große funktionelle Bedeutung des vorderen Kreuzbandverlustes sowie der im wesentlichen intakten Kniebinnenstrukturen für die Funktion des Kniegelenkes erkennbar. Selbst nach vorderer Kreuzbandruptur und im Vergleich jüngerem Patientenkontinuum wurde die beginnende kinematische Desintegration des Roll- Gleitvorganges anhand der prozentual häufiger aufgetretenen atypischen Ventraltranslation bei zunehmender Kniebeugung (13% Meniskal gegen 27% Kreuzband) deutlich. Aber auch bei Betrachtung der Patienten nach vorderer Kreuzbandruptur mit intaktem hinteren Kreuzband und Kapselbandapparat unter physiologischer Bandspannung, erhaltener Gelenklinie und funktionsfähigen Menisken waren zu 46% ein Roll- back und zu 27% eine Neutralposition des Femurkondylus während zunehmender Knieflexion nachweisbar.

Bei Implantation einer Meniskallagerprothese ist es außerordentlich schwierig, diese definierten Voraussetzungen für eine gute Langzeitfunktion wie seitengleiche Bandspannung in Beugung und Streckung, Erhalt der individuellen Gelenklinie bei annähernd isometrisch gespanntem hinteren Kreuzband und individueller dorsaler Neigung des Tibiaplateaus zur teilweisen Kompensation des fehlenden vorderen

---

Kreuzbandes adäquat zu reproduzieren. Schon geringe Abweichungen führen wie oben beschrieben zu einem deutlichen Funktionsverlust.

Bestehen schon während der Operation Hinweise, daß dieses Ziel nicht sicher erreicht werden kann, dazu gehören auch beim Eröffnen des Kniegelenkes die Wahrnehmung ausgeprägter osteophytärer Abstützungsreaktionen, sollte auch bei im Verhältnis jüngeren Patienten die sichere rotierende Plattform oder sogar die ventral stabilisierte Variante in Form der ventral erhöhten Deep- Dish- Plattform bei nicht seitengleicher Bandspannung bevorzugt werden. Andere Hersteller lösen dieses Problem mit zusätzlich dorsal stabilisierten Prothesensystemen. Unterstützt wird diese Annahme durch die Beobachtung, daß nach Einsatz der rotierenden Plattform bei teilweise erhaltenem hinteren Kreuzband häufiger eine Dorsaltranslation oder in Analogie ein vermindertes Ventralgleiten der Femurkomponente bei zunehmender Knieflexion nachweisbar waren. Daraus ergaben sich Vorteile für die Kniefunktion.

Wir verwenden aus diesen Gründen heute die rotierende Plattform in ihren zwei Ausführungen als bevorzugte Standardimplantate. Die Implantation einer Meniskallagerprothese bleibt dagegen nur Einzelfällen vorbehalten.

## 9. Literaturverzeichnis

1. **Adam, J.**  
Mathematik und Informatik in der Medizin  
In: Adam, J. (Hrsg.)  
Mathematik und Informatik in der Medizin  
Verlag Volk und Gesundheit Berlin (1980), 166- 241
2. **Andersen, H. N. et al**  
The immediate postoperative kinematic state after anterior cruciate ligament reconstruction with increasing peroperative tension  
Knee Surg, Sports Traumatol. Arthrosc- Nr. 6 (1998), 62-69  
Springer- Verlag
3. **Andriacchi, Th. et al**  
Gait Biomechanics and Total Knee Arthroplasty  
Am J of Knee Surg Vol. 10, No. 4 (1997), 255- 260
4. **Andriacchi, Th. et al**  
Retention of the Posterior Cruciate in Total Knee Arthroplasty  
J of Arthroplasty (1988), 14- 19
5. **Andriacchi, Th. P. et al**  
Clinical Implications of Functional Adaptations in Patients with ACL Deficient Knees  
Sportorthop.- Sporttraumat. 13, Nr. 3 (1997), 153-160
6. **Ansari, S. et al**  
Kinematic Posterior Cruciate Ligament- Retaining Total Knee Replacements  
Am J Knee Surg Vol. 11 (1998), 9- 14
7. **Aune, A. K. et al**  
Structural Capacity of the Knee to anterior Cruciate Ligament Failure During Quadriceps Contraction. An in Vivo Study in the Rat  
J.Biomechanics, Vol. 29, No. 7 (1996), 891- 897
8. **Bähler, A.**  
Die biomechanischen Grundlagen der Orthesenversorgung des Knies  
Orthop. Technik 2 (1989), 51- 59
9. **Banks, S. A. et al**  
The Mechanics of Knee Replacements During Gait  
Am. Journal of Knee Surg. Vol. 10, Nr. 4 (1997)
10. **Barnes, W. et al**  
The relationship between maximum isokinetic strength and isokinetic endurance  
Res. Q. 51 (1980), 714-717
11. **Bert, J. M.**  
Dislokation/ Subluxation of Meniscal Bearing Elements After New Jersey Low-Contact Stress Total Knee Arthroplasty  
Clin. Orth.and Rel. Res. No. 254 (1990), 212- 215
12. **Bert, M. et al**  
Delayed Failure of Meniscal Bearing Elements in Total Knee Arthroplasty  
J. of Arthroplasty Vol. 11, No. 5 (1996), 611- 612

- 
13. **Buechel, F. F. et al**  
New Jersey Low Contact Stress Knee Replacement System; Ten- Year Evaluation of Meniscal Bearings  
Orthop. Clinics of North Am. Vol. 20, No. 2 (1989)
  14. **Buechel, F. F.**  
Cementless Meniscal Bearing Knee Arthroplasty: 7- to 12- Year Outcome Analysis  
Orthop. Clin. North Am. Vol. 17 No. 9 (1994)
  15. **Buechel, F. F., Keblish, P. A., Lee, J. M., Pappas, M. J.**  
Low Contact Stress Meniscal Bearing Unicompartimental Knee Replacement: Long Term Evaluation of Cemented and Cementless Results  
Journal of Orthopaedic Rheumatology 7 (1994), 31- 41
  16. **Buechel, F. F., Rosa, R. A. et al**  
A Metal- Backed Rotating- Bearing Patellar Prosthesis to Lower Contact Stress: an 11- Year Clinical Study  
Clean Orth and Rel Res No. 248 (1989), 34- 49
  17. **Buechel, F.F.**  
Long- Term Survivorship Analysis of Cruciate- Sparing Versus Cruciate- Sacrificing Knee Prostheses Using Meniscal Bearings  
Clinical Orthop. and Rel. Res. Vol.260 (1990), 162- 169
  18. **Bühl, Achim**  
Praxisorientierte Einführung in die moderne Datenanalyse  
In: Bühl, A. (Hrsg.)  
SPSS für Windows Version 06  
Addison- Wesley- Verlag Bonn- Paris (1994), 85- 250
  19. **Bulgeroni, P. et al**  
Gait patterns after anterior cruciate ligament reconstruction  
Knee Surg. Sports Traumatol. Arthroskop. 5 (1997), 14- 21  
Springer- Verlag
  20. **Bush- Joseph, C. A.**  
Gait Analysis- Current Trends in the ACL- Deficient and Arthritic Knee  
Am J of Knee Surg Vol. 10, No. 4 (1997), 245- 253
  21. **Cole, K. J. et al**  
The sensitivity of joint afferents to knee translation  
Sportverletzungen- Sportschäden 10 (1996), 27- 31  
Georg Thieme- Verlag Stuttgart- New York
  22. **Davis, G. et al**  
Torque acceleration energy and average power changes in quadriceps and hamstrings determined by computerized Cybex testing  
ACSM 15, No.2 (1983), 144
  23. **Debra, E. , Hurwitz, Ph. D. et al**  
Functional Adaptations in Patients with ACL- Deficient Knees  
Exerc Sport Sci Rev (United States), 25 (1997), 1- 20
  24. **Dieckmann, J., Grünberg, U.**  
Vergleichende Betrachtung der Kniegelenkkinematik und Darstellung des Roll-, Gleitverhaltens bei Gonarthrose und Knie- TEP  
Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 11/12 (1997), 419- 432

- 
25. **Douglas, A. et al**  
In Vivo Knee Kinematics Derived Using an Inverse Perspective Technique  
Clin. Orthop. and Rel. Res. Vol. 331 (1996), 107- 117
  26. **Eng, C. A., Glassmann, A. H. et al**  
The Case for Porous- Coated Hip Implants  
Data on File, De Puy Inc.
  27. **Esch, M. et al**  
A Comparison of Subluxation Resistance of Posterior Stabilised Knee Prosthesis Designs  
Data on File, De Puy Inc.
  28. **Feller, J. et al**  
Patellar Resurfacing versus Retention in Total Knee Arthroplasty  
J of Bone and Joint Surg Vol. 79-B, No. 2 (1996), 227- 228
  29. **Feng, E. L., Stulberg, S. D., Wixson, R. L.**  
Progressive Subluxation and Polyethylene Wear in Total Knee Replacements with Flat Articular Surfaces  
Clin Orth and Rel Res No. 229 (1994)
  30. **Fisher, N. M. et al**  
Muscle function and gait in patients with knee osteoarthritis before and after muscle rehabilitation  
Disability and Rehabilitation Vol. 19, No. 2 (1997), 47- 55
  31. **Friedrich, N. F. et al**  
Zur funktionellen Anatomie der Kreuzbänder  
In: R. P. Jakob und H. U. Stäubli  
Kniegelenk und Kreuzbänder  
Springer- Verlag Berlin- Heidelberg- New York (1990), 81- 590
  32. **Giles, R. et al**  
Total Knee Arthroplasty- What Have We Learned?  
J. Am. Knee Surg. Vol. 9, No. 2 (1996)
  33. **Glenn, C. et al**  
Noncemented Total Knee Arthroplasty  
Clin. Orthop. and Rel. Research Vol. 205 (1986), 49- 57
  34. **Goldberg, V. M.**  
Long Term and Interim Results of the Total Condylar Knee Arthroplasty for Osteoarthritis and Rheumatoid Arthritis  
Orthop Transactions Vol. 20 (1989), 443
  35. **Harvey, I. A. et al**  
Factors Affecting the Range of Movement of Total Knee Arthroplasty  
J Bone Joint Surg 75- B (1993), 950- 955
  36. **Horng- Chaung, H. et al**  
Influence of Patellar Thickness on Patellar Tracking and Patellofemoral Contact- Characteristics After Total Knee Arthroplasty  
J. of Arthroplasty Vol. 11, No.1 (1996)
  37. **Hostalen, G. U. R.:** Hoechst AG, Verkauf Kunststoffe, 6230 Frankfurt a. Main 80 (1982), 22

- 
38. **Hungerford, D. S.**  
Cementless Total Knee Replacement in Patients 50 Years Old and Under  
Orthop. Clin. of North Am. Vol. 20, No. 2 (1989)
  39. **Incavo, S. J. et al**  
Knee Kinematics in Genesis Total Knee Arthroplasty  
Am J Knee Surg Vol. 10 (1997), 209- 215
  40. **Insall JN, Dorr LD, Scott R**  
Rationale of the knee society clinical rating system  
Clin. Orthop. 248: 13- 14
  41. **Insall, J. N.**  
Surgery of the Knee  
Churcill Livingstone (1984)
  42. **Insall, J. N., Lachiewicz P. F., Burstein, A. H.**  
The posterior stabilized Condylar Prosthesis: A Modification of the Total Condylar Design: Two to Four- Year Clinical Experience  
J Bone Joint Surg 64- A (1982), 1317
  43. **Ivarsson, I.**  
Long Term Follow- Up of Patients with Geomedic Prostheses  
Arch Orth Traum Surg Vol. 105 (1986), 353- 358
  44. **Jakob, R. P.; Stäubli, H.- U.**  
Kniegelenk und Kreuzbänder  
Springer- Verlag; Berlin; Heidelberg; New York (1990),2-258
  45. **Jenny, J. Y. et al**  
La pente meniscale de l'extremite proximale du tibia: comparaison avec la pente osseuse  
Revue de chirurgie orthopedique 83 (1997), 435- 438
  46. **Jerosch, Jörg; Heisel, H.**  
Knieendoprothetik  
Springer-Verlag; Berlin; Heidelberg; New York (1999),4-414
  47. **Jiang, C. C. et al**  
Posterior Slope Angle of the Medial Tibial Plateau  
J Formos Med Assoc 93 (1994), 509- 512
  48. **Kapandji, Ibrahim A.**  
Funktionelle Anatomie der Gelenke  
In: Kapandji, I. (Hrsg.)  
Funktionelle Anatomie der Gelenke, Band 2- Untere Extremität  
Enke- Verlag Stuttgart (1985), 65- 146
  49. **Kärrholm, J. et al**  
Kinematics of successful knee prostheses during weight- bearing: three- dimensional movements and positions of screw axes in the Trricon- M and Miller- Galante designs  
Knee Surg Sports Traumat, Arthroscopy 2 (1994), 50- 59
  50. **Keblish, P. A.**  
Results of the LCS Mobile Bearing Knee System  
The Am. J of Knee Surg Vol. 10, No. 4 (1997)

- 
51. **Keblish, P. A., et al**  
Evaluation of 275 Low Contact Stress (LCS) Total Knee Replacements with 2- 8 Year Follow- Up  
Orthop Int Ed Vol. 1, Nr. 2 (1993)
  52. **Keblish, P.**  
Results and Complications of the LCS- Knee System  
Acta Orthop Belg Vol. 57 (1991), 124- 127
  53. **Kenneth, A.**  
The Importance of Proper Alignment and How to Obtain It in Total Knee Replacement  
Am J Knee Surg Vol. 10 No 4 (1997)
  54. **Kim ,H. et al**  
Rollback in Posterior Cruciate Ligament- retaining Total Knee Arthroplasty: A Radiographic Analysis  
J. of Arthroplasty Vol. 12, No. 5 (1997), 553- 561
  55. **Kjell, G. et al**  
Abnormal kinematics of the artificial knee  
Acta Orthop Scand 62, No.5 (1991), 440- 446
  56. **Kleinbarth, F. A.**  
Histologic Comparison of Posterior Cruciate Ligaments From Arthritic and Age-matched Knee Specimens  
J. of Arthroplasty Vol. 11, No. 6 (1996), 726- 731
  57. **Kohn, Dieter; Adam, F.,**  
Das Knie  
Georg Thieme- Verlag; Stuttgart; New York (2000),11-101
  58. **Krämer, K.-L et al**  
Scores, Bewertungsschemata und Klassifikationen in Orthopädie und Traumatologie  
In: Krämer, K. (Hrsg.)  
Verlag- Georg Thieme Stuttgart- New York (1993), 306- 328
  59. **Kuster, Markus et al**  
Joint Load Considerations in Total Knee Replacement  
J. Bone Joint Surg 79- B (1997), 109- 113
  60. **Laskin, R. S.**  
Flexion Space Configuration in Total Knee Arthroplasty  
J Arthroplasty 10 No. 5 (1995)
  61. **Lewandowski, P. J. et al**  
Kinematics of Posterior Cruciate Ligament- retaining and- Sacrificing Mobile Bearing and Rotating Platform Prostheses  
J of Arthroplasty Vol. 12, No. 7 (1997), 777- 784
  62. **Long, A. J. et al**  
Quantifying the kinematics of natural and prosthetic knee flexion  
Med. Eng. Phys. Vol. 18 (1996), 655- 661
  63. **Lotke, P A.**  
The Posterior Cruciate Ligament: Save, Sacrifice, or Substitute, A Balanced View  
Am J Knee Surg Vol. 10 No 4 (1997)



- 
64. **Mansour, J. M. et al**  
In Vivo Kinematics of the Rabbit Knee in Unstable Models of Osteoarthritis  
Anals of Biom Engen Vol. 26 (1998), 353- 356
  65. **Matsuda, S. et al**  
Knee Stability in Meniscal Bearing Total Knee Arthroplasty  
J. of Arthroplasty Vol. 14, No. 1 (1999), 82- 90
  66. **Matsuda, S. et al**  
The Effect of Varus Tilt on Contact Stresses in Total Knee Arthroplasty: A Biomechanical Study  
Am. J. of Orthop. (1999)
  67. **Mc Namara, J.L., Collier, J. P. et al.**  
Comparison of Contact Pressures in Tibial and Patellar Total Knee Components Before and After Service in Vivo  
Clin Orth and Rel Res No. 229 (1994)
  68. **Menschik, Alfred**  
Das Konstruktionsprinzip des Kniegelenkes  
In: Menschik, A. (Hrsg.)  
Biometrie  
Springer- Verlag Berlin- Heidelberg- New York- London- Paris- Tokyo (1987), 33- 95
  69. **Migaud, H. et al**  
Influence de la pente tibiale sur la translation tibiale et la mobilité d'une prothèse totale du genou non contrainte  
Revue de Chirurgie Orthopédique 82 (1996), 7- 13
  70. **Mittelmeier, W., Hauschild, M., Gradinger, R.**  
Knieendoprothesen- Fortschritte und Fragen  
Fortschritte der Medizin 117. Jg. Nr.14(1999), 22- 26
  71. **Morra, E. et al**  
The Influence of Mobile Bearing Knee Geometry on the Wear of UHMWPE Tibial Inserts: A Finite Element Study  
Orthop Res Lab Mt. Sinai Med Cent (1998)
  72. **Nielson, S.**  
Total Condylar Knee Arthroplasty: A Report of 2- Year Follow- Up of 247 Cases  
Arch Orth Traum Surg Vol. 104 (1985), 227- 232
  73. **O'Connor, J. J. et al**  
Theory and practice of meniscal knee replacement: designing against wear  
Proc Instn Mech Engrs Vol. 210 (1996), 217- 223
  74. **Papachristou, G.**  
Experience With Knee Arthroplasty  
Clin. Orthop. and Rel. Res., No. 246 (1989), 82- 85
  75. **Pappas, M. J., Makris, G, Buechel, F. F.**  
Evaluation of contact stresses in metal- plastic total knee replacements  
Biomaterials and clinical application Amsterdam (1987)
  76. **Pappas, M. J., Makris, G., Buechel, F. F.**  
Contact Stresses in Metal- Plastic Total Knee Replacements: A Theoretical and

- Experimental Study  
Biomed Engineering Techn Report (1987)
77. **Pillar, R. M., Cameron, J. U., Welsh, R. P.**  
Radiographic and morphologic studies of load- bearing porous- surfaced structured implants  
Clin. Orthop 156 (1981), 249-257
78. **Postak, P. D. et al**  
Tibial Plateau Surface Stress in TKA: A Factor influencing Polymer Damage Series IV- PCL Substituting Designs  
Orthop Res Lab, Mt Sinai Med Cent (1996)
79. **Postak, P. D., Matejczyk, M. B. et al**  
Stability Characteristics of Total Knee Replacements  
Mt Sinai Med Cent, Scientific Exhibit, AAOS (1989)
80. **Riley, D.**  
Long Term Results of Geomedic Total Knee Replacement  
J Bone Joint Surg 67- B (1985), 548- 550
81. **Robertsson, O. et al**  
Use of unicompartmental instead of tricompartmental prostheses for unicompartmental arthrosis in the knee is a cost- effective alternative  
Acta Orthop Scand 70, No. 2 (1999), 170- 175
82. **Rupp, S. et al**  
Biomechanische Grundlagen der Nachbehandlung der Ersatzplastik des vorderen Kreuzbandes  
Unfallchirurgie Band 20 Heft 6 (1994), 303-310
83. **Russell, E. et al**  
Mechanism of Failure of the Femoral and Tibial Components in Total Knee Arthroplasty  
Clin. Orthop. and Rel. Res. Vol. 248,(1989), 16-20
84. **Schlepckow, P.**  
Three- dimensional kinematics of total knee replacement systems  
Arch Orthop Trauma Surg 111 (1992), 204- 209
85. **Schroeder- Boersch, H.**  
Gelenkmechanik und das Design moderner Knieprothesen- Zeit zum Umdenken  
Z Orthop 139 (2001); 3-7, Georg Thieme- Verlag Stuttgart New York
86. **Scott, A. et al**  
Accurate Measurement of Three- Dimensional Knee Replacement Kinematics Using Single- Plane Fluoroscopy  
Transactions on Biomed Eng. Vol. 43 No.6 (1996), 638- 649
87. **Scott, A. et al**  
In Vivo Kinematics of Cruciate- retaining and- substituting Knee Arthroplasties  
J. of Arthroplasty Vol. 12, No. 3 (1997), 297- 304
88. **Scott, R. D. et al**  
Press- Fit Condylar Total Knee Replacement  
Orthop. Clin. of North America Vol. 20, No. 1 (1989), 89- 95
89. **Scott, R. D. et al**  
Twelve Years Experience with Posterior Cruciate- retaining Total Knee

- Arthroplasty  
Clin Orthop and Rel Res , No. 205 (1986), 100- 107
90. **Singermann, R. et al**  
Decreased Posterior Tibial Slope Increases Strain in the Posterior Cruciate Ligament Following Total Knee Arthroplasty  
J. of Arthroplasty Vol. 11, No. 1 (1996), 99- 103
91. **Sorells, R. B.**  
Primary Knee Arthroplasty: Long- Terms Outcoms: The Rotating Platform Mobile Bearing TKA  
J. Am. Knee Surg. Vol. 19, No. 9 (1996), 793- 796
92. **Sorrellis, R. B. et al**  
Comparison of the Clinical Results and Survivorship of Noncemented Cruciate Sacrificing Versus Cruciate Sparing Total Knee Replacements  
AAOS (1993)
93. **Sparmann, M., Zink, A.**  
Ergebnisse der Frührehabilitation bei Verwendung unterschiedlicher Knieendoprothesen- Modelle  
Rehabilitation 35 (1996), 170- 175
94. **Steinbrück, K.**  
Rehabilitation des Kniegelenkes nach Kreuzband- Operationen  
Orthop. Techn. 9/ 97  
Verlag Orthopädie- Technik, Dortmund
95. **Stiehl, J. B. et al**  
Fluoroscopic Analysis of Kinematics after Posterior. Cruciate- Retaining Knee Arthroplasty  
J of Bone and Joint Surg 77- B (1995), 884- 889
96. **Stiehl, J. B. et al**  
In Vivo Determination of Condylar Lift- off and Screw- Home in a Mobile- Bearing Total Knee Arthroplasty  
J. of Arthroplasty Vol. 14, No.3 (1999), 293- 299
97. **Stiehl, J. B. et al**  
In Vivo Kinematic Analysis of a Mobile Bearing Total Knee Prosthesis  
Clin Orthop and Rel Res 345 (1997), 60- 66
98. **Stiehl, J. B. et al**  
Total Knee Arthroplasty With a Mobile- Bearing Prosthesis: Comparison of Retention and Sacrifice of the Posterior Cruciate Ligament in Cementless Implants  
Am. J.of Orthop. (1999)
99. **Stiehl, J. B.**  
Comparison of Range of Motion After Posterior Cruciate Ligament Retention or Sacrifice With a Mobile Bearing Total Knee Arthroplasty  
Am J Knee Surg. Vol. 10 (1997), 216- 220
100. **Strobel, M. et al**  
Grundlagen zur Nachbehandlung nach VKB- Rekonstruktion  
Arthroskopie 10 (1997), 261- 266  
Springer- Verlag

- 
101. **Strobel, Michael; Stedtfeld, Hans- Werner**  
Diagnostik des Kniegelenkes  
Springer- Verlag; Berlin; Heidelberg; New York (1995), 3-243
102. **Stuhler, Thomas**  
Gelenkerhaltende Operationen versus Gelenkersatz  
In: Stuhler, T.  
Gonarthrosen  
Georg Thieme- Verlag Stuttgart- New York (1996), 168- 172
103. **Vergis, A.**  
Sagittal plane translation of the knee during stair walking in healthy volunteers  
measured by an electrogoniometer chain  
Scand. J. Med. Sci. Sports ,No.5 (1995), 353-357
104. **Weave, J. K. et al**  
Difficulties With Bearing Dislokation and Breakage Using a Movable Bearing Total  
Knee Replacement System  
Clin. Orthop. and Rel. Res., No. 290 (1991), 244-252
105. **Weissinger, M. et al**  
Komplikationen nach endoprothetischem Ersatz des Kniegelenkes mit einem  
zementfreien Modell Typ LCS  
Acta Chirurg. Orthop. et Traumat. Cechosl. 60 (1993), 153-157
106. **Wojtys, E. M. et al**  
The Effects of Muscle Fatigue on Neuromuscular Function and Anterior Tibial  
Translation in Healthy Knees  
Am. J. of Sports Med. Vol. 24, No.5 (1996); 615- 621
107. **Yu, B. et al**  
Reproducibility of the Kinematics and Kinetics of the Lower Extremity during  
Normal Stair- Climbing  
J of Orthop Res 15 (1997), 348- 352
108. **Zilch, H. und Weber, U.**  
Allgemeine klinische Orthopädie  
In: Zilch, H. (Hrsg.)  
Orthopädie  
de Gruyter- Verlag- Berlin, New York (1988), 205- 227

---

# Ehrenwörtliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, daß mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich- Schiller- Universität bekannt ist,

ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel,

persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,

mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben: Herr Prof. Venbrocks, ärztlicher Leiter der Orthopädischen Klinik des Rudolf- Elle- Krankenhauses Eisenberg, Herr Dr. med. Babisch, Oberarzt der Orthopädischen Klinik des Rudolf- Elle Krankenhauses, Dr. ing. Layer und Dr. ing. Sander der Abteilung Biomechanik des Rudolf- Elle- Krankenhauses Eisenberg, Frau Preller , Mitarbeiterin der physiotherapeutischen Abteilung unserer Klinik, Frau Brandstedt vom Institut für Medizinische Statistik, Informatik und Dokumentation der Universität Jena,

die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde und daß Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,

daß ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe und

daß ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Ronneburg, den 08.04.2001

Dipl.- Med. Uwe Rödiger